

Aus der Hals-Nasen-Ohrenklinik
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

ERGEBNISSE NACH HÖRVERBESSERNDEN OPERATIONEN
MIT BIOAKTIVER GLASKERAMIK

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Anja Meyer
aus Köln

Mainz ~~1988~~
1907



Aus der Hals-Nasen-Ohrenklinik
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

ERGEBNISSE NACH HÖRVERBESSERNDEN OPERATIONEN
MIT BIOAKTIVER GLASKERAMIK

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
dem Fachbereich Medizin vorgelegt

von Anja Meyer
aus Köln

Mainz 1985

Dekan; Prof. Dr.med, M. Thelen

1. Gutachter: Prof. Dr.med. R. Reck

2. Gutachter: Prof. Dr.med. J. Helms

Tag der Promotion: 25. November 1987

1.	EINLEITUNG	Seite	3
1.1.	IMPLANTATMATERIALIEN IN DER MITTELOHRCHIRURGIE		4
1.2.	AUTOLOGE MATERIALIEN		4
1.3.	ALLOGENE MATERIALIEN		4
1.4.	ALLOPLASTISCHE MATERIALIEN		5
1.5.	BIOAKTIVE GLASKERAMIK CERAVITAL		6
1.6.	FORMGEBUNG UND HANDHABUNG DER CERAVITALPROTHESEN		9
1.7.	OPERATIVE TECHNIK ZUR REKONSTRUKTION DER SCHALLEITUNGSKETTE UND DER HINTEREN GEHÖRGANGSWAND		11
2.	KLINISCHE ERGEBNISSE NACH TYMPANOPLASTIK TYP III MIT CERAVITALKERAMIK		12
2.1.	ERHEBUNGSBOGEN		13
2.2.	DER PRÄOPERATIVE BEFUND		15
2.3.	DER POSTOPERATIVE BEFUND		19
2.4.	REKONSTRUKTION DER HINTEREN GEHÖRGANGSWAND		23
2.5.	TYMPANOREVISIONEN		25
3.	AUDIOLOGISCHE ERGEBNISSE		27
3.1.	DAS MITTELWERTAUDIOGRAMM		28
3.2.	ÄNDERUNG DER SCHALLEITUNG		42
3.3.	ÄNDERUNG VON KNOCHEN- UND LUFTLEITUNG		48
4.	VERGLEICH DER ERGEBNISSE NACH REKONSTRUKTION DER SCHALLEITUNGS- KETTE MIT CERAVITAL-PROTHESEN MIT ERGEBNISSEN NACH VERWENDUNG ANDERER MATERIALIEN BEI DER TYMPANOPLASTIK		59

5.	DISKUSSION	Seite	64
6.	ZUSAMMENFASSUNG		68
7.	LITERATURVERZEICHNIS		69

1. EINLEITUNG

Seit Einführung der Mikrochirurgie des Mittelohres und Einteilung der Tympanoplastik in 5 Typen durch Wullstein sind 30 Jahre vergangen.

Moritz (52), Wullstein (101) und Zöllner schufen damals die Grundlagen für die heute ausgereifte Operationstechnik zur Sanierung der pathologisch veränderten Pauke und zum Verschuß des perforierten Trommelfells.

Neben der operativen Sanierung gewann die Auswahl geeigneter Rekonstruktionsmaterialien für Trommelfell und Schalleitungskette zur Erzielung guter postoperativer Hörergebnisse immer mehr an Bedeutung. Zur Vermeidung offener Mastoidhöhlen nach Radikaloperation wurden verschiedene körpereigene und -fremde Materialien in Radikalhöhlen implantiert.

Die Vielzahl der in der Vergangenheit verwendeten alloplastischen Rekonstruktionsmaterialien ist heute durch die Einführung von Keramiken und Biokeramiken in nahezu unüberschaubarer Zusammensetzung fast verdrängt worden.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die verschiedenen Rekonstruktionsmaterialien der Mittelohrchirurgie vorzustellen, die Entwicklung zur bioaktiven Glaskeramik Ceravital nachzuvollziehen, klinische Ergebnisse von 355 Tympanoplastiken Typ III mit Ceravital-Keramik zu demonstrieren und diese mit Ergebnissen nach Verwendung anderer Rekonstruktionswerkstoffe beim Typ III zu vergleichen.

1.1. IMPLANTATMATERIALIEN IN DER MITTELOHRCHIRURGIE

Für die Rekonstruktion der Schalleitungskette bei der Tympanoplastik und den Aufbau der hinteren Gehörgangswand nach der Radikaloperation stehen autologe, allogene und alloplastische Materialien zur Verfügung.

1.2. AUTOLOGE MATERIALIEN

Beispiele autologer Rekonstruktionsmaterialien sind der periostlose Corticalisspan, autologe Gehörknöchelchen und autologe Knorpelstücke. Bei der Implantation von Corticalisspänen im Tierversuch werden teils günstige Ergebnisse (4,28,63) gesehen, aber auch ungünstige Resultate (53) wie Vitalitätsverlust und Resorption des Materials angegeben.

Die Verwendung autologer Gehörknöchelchen zum Wiederaufbau der defekten Schalleitungskette wurde von Wullstein (103), Plester (57), Wustrow (105) und Zöllner (106) beschrieben. Intakte, dem Patienten verbliebene Ossikel werden entnommen, beschliffen und in eine für die Schalleitung günstige Position wieder eingesetzt. Gute klinische Ergebnisse (1,14,27,29,42,44,57) wurden mit körpereigenen Gehörknöchelchen erzielt, jedoch schränken ausgedehnte ostitische Defekte oder cholesteatomatöse Prozesse der Ossikula deren Wiederverwendung ein.

Autologer Knorpel wurde von Utech (97) in die Mittelohrchirurgie eingeführt, der gute Einheilungstendenz, fehlende Resorptionerscheinungen und gute funktionelle Ergebnisse in 348 Fällen beschreibt (98). Ähnlich positive Ergebnisse sind von anderen Autoren bekannt (9, 21,31,55,65,84).

1.3. ALLOGENE MATERIALIEN

Vertreter allogener Rekonstruktionsmaterialien sind Spenderknorpel- und -knochenstücke, die nach Gewebskonservierung wie

Tiefgefrieren, Lyophilisieren, Bestrahlung oder der günstigeren chemischen Konservierung mit Merthiolat oder Cialit zugeführt und dem Patienten bei der Tympanoplastik implantiert werden. Auch hier wird über ein problemloses Einheilen und gute funktionelle Ergebnisse berichtet (23,41,60,89,99), jedoch stehen nicht jeder Klinik unbegrenzte Bankvorräte an Gehörknöchelchen zur Verfügung.

1.4. ALLOPLASTISCHE MATERIALIEN - KUNSTSTOFFE UND KERAMIKEN

Alloplastische Materialien sind einerseits Kunststoffe, andererseits Keramiken.

Vertreter der Kunststoffe sind Pallavit, von Wullstein (101) angegeben, Polyäthylen (Shea, 82), Teflon (Shea, 83).

In der Mittelohrchirurgie konnten sich die Kunststoffe wegen resorptiver Erscheinungen und spontaner Ausstoßungen (5,27,40,84, 88,90), wegen entzündlicher Gewebsreaktionen (24,100) und anderer Mißerfolge (81) nicht durchsetzen.

Auch Tantal- und Stahldraht besitzen in der rekonstruktiven Mittelohrchirurgie als alloplastische Materialien gute Eigenschaften, wenn sie nicht in breiten Kontakt zum Trommelfelltransplantat gebracht werden (2,22,30,33,58,59).

Die jüngsten, in die Ohrchirurgie eingeführten Plastikmaterialien sind Proplast und Plastipore.

Proplast besteht aus einer Kombination von Teflon und glasigem Kohlenstoff, ist porenreich und wurde tierexperimentell (39,51) und klinisch (85,87,92) getestet.

Plastipore besteht aus High-Density-Polyäthylen, ist schwammartig, macht aber genau wie Proplast eine Knorpelscheibe zwischen Implantat und Trommelfell notwendig, um eine Abstoßungsreaktion zu vermeiden. Beide Kunststoffe werden bindegewebig durchwachsen und sollen der Verwendung autologer Gehörknöchelchen unterlegen sein (92).

In der Mittelohrchirurgie verwendete Keramiken sind einerseits bioinerte, kristalline, anorganische Werkstoffe, die sich durch fehlende Lösbarkeit im Implantatlager und eine daraus resultierende

geringe Gewebeantwort auszeichnen.

Hier ist vorrangig die Aluminiumoxidkeramik (Al_2O_3) zu nennen. Sie wird in Form von Dentalimplantaten (17,32,43) und Hüftendoprothesen (25,79) eingesetzt. In beiden Anwendungsbereichen wurden aufgrund von Rotations- und Scherkräften Lockerungen der Implantate beobachtet (26,77).

In der rekonstruktiven Mittelohrchirurgie wird Aluminiumoxidkeramik seit 1977 von Jahnke und Plester (37,38) verwendet. Tierexperimentelle Ergebnisse wurden von Friedberg und Reck (18,19) vorgestellt.

Auf der anderen Seite werden bioaktive, anorganische, der menschlichen Knochensubstanz ähnliche Keramiken verwendet, zu denen je nach Zusammensetzung und Herkunft verschiedene Biokeramiken gehören: resorbierbare Trikalziumphosphat- und schwer lösliche Tetrakalziumphosphatkeramik (11,46,47,48,73,96,104), Hydroxylapatitkeramik, Biogläser (Macor) und die bioaktive Glaskeramik (Ceravital).

Das Ziel der Verwendung bioaktiver keramischer Werkstoffe ist es, aufgrund wechselseitiger Reaktionen, das heißt aktiver physikochemischer Prozesse, zwischen Implantat und Lager eine Verbundosteosynthese zu induzieren, Fremdkörper- und Abstoßungsreaktionen zu vermeiden und dadurch dauerhafte, stabile Mittelohrinterponate zu erhalten. Um die erwünschte "Interface-Reaktion" zu realisieren, muß eine gewisse Löslichkeit der äußeren Keramikgrenzfläche vorhanden sein, die nach progredienter Implantationszeit jedoch nicht zur vollständigen Korrosion der Prothese führen soll.

1.5. BIOAKTIVE GLASKERAMIK CERAVITAL

Zur Entwicklung der bioaktiven Glaskeramik führten Beobachtungen von Hench et al. (34,36), daß die bis dahin in der Chirurgie verwendeten Knochenersatzwerkstoffe im Implantatlager bindegewebig eingeschleitet, das heißt, abgekapselt werden, nicht völlig kompatibel sind und sich nach einiger Zeit lockern, da echte organische Bindungen zum knöchernen Lager fehlten.

Als Lösung des Problems wurden echte, kovalente, elektrostatische

oder Ionenbindungen, bzw. eine Kombination der genannten angestrebt.

Hench et al. (34) erkannten, daß diese Bindungen durch Siliko-Phosphat-Gläser im knöchernen Implantatlager wirksam werden konnten. Die von Hench verwendeten Keramiken bestanden aus SiO_2 , N_2O , CaO und P_2O_5 . Die Beobachtungen Henchs (34) im Grenzbereich zwischen Keramik-implantat und Implantatlager, dem sogenannten interface, bestätigten die gewünschte Annahme einer physiko-chemischen Bindung. Nach Implantation der Keramik wurde ihre äußere Oberfläche angedaut und in eine darauffolgende Gelschicht aus SiO_2 , CaO und P_2O_5 wurden kollagene Fasern eingelagert. Die aus der Implantatoberfläche diffundierenden Ionen sorgten für eine pH-Änderung in den alkalischen Bereich in der Umgebung des Implantats, so daß Kalziumphosphat als Apatit ausfallen konnte, die kollagenen Fasern an der Oberfläche fixiert und eine weitere Auflösung der Keramik vermieden wurden.

REAKTIONEN AN DER OBERFLÄCHE VON GLASKERAMIKIMPLANTATEN

- 1) ABGABE VON NA-IONEN UND AUFNAHME VON H-IONEN
- 2) AUSBILDUNG EINES SiO_2 -REICHEN GELFILMS (3μ)
- 3) ANHEBUNG DES PH-WERTES
- 4) BILDUNG EINES AMORPHEN KALZIUMPHOSPHAT-FILMS (20μ)
- 5) KRISTALLISATION VON HYDROXYLAPATITEN

Abb. 1

Einen zusammenfassenden Überblick über die Reaktionen an der Glaskeramikoberfläche zeigt die obenstehende Abbildung.

Als mögliche Ursache für das Anwachsen von Knochen an die

Glaskeramik wurde von Hench (35) diskutiert, daß entweder die Ionenkonzentration des Gels der des Knochens so ähnlich sei, daß in den Osteoblasten die Bildung von Kollagen und Mukopolysacchariden induziert werde, oder der hohe Siliziumgehalt im Gel verantwortlich für ein Anwachsen von Knochen an das Implantat sei.

Die Beobachtungen Henchs waren Grundlage der Entwicklung der in der Mainzer Universitäts-Hals-Nasen-Ohrenklinik tierexperimentell und klinisch (67,68,70,71,72,74) erprobten Ceravital-Keramik.

Um durch die Implantation der Keramik eine Störung des Ionengleichgewichts im Empfängerorganismus zu vermeiden, wie es Blencke (6) zu bedenken gab, wurde von Brömer et al. (10) die Ceravital-Keramik entwickelt, die im Gegensatz zur Hench-Keramik die zusätzlichen Komponenten Kalium und Magnesium enthält, die dem Körper ein mögliches Defizit an diesen Ionen ersparen sollen.

Eine weitere Abwandlung zur Hench-Keramik bestand in der Reduktion der Geamtalkalikonkonzentration, was zur verminderten Löslichkeit der Implantatoberfläche führen soll (7,10).

Blencke et al. (7) fanden nach Auswertung von 500 Tierversuchen als günstigste Zusammensetzung für die angestrebten biologischen Erfordernisse:

SiO_2	40	- 50	Gewichtsprocente
P_2O_5	10	- 15	"
Na_2O	5	- 10	"
CaO	30	- 35	"
K_2O	0.5	- 3.0	"
MgO	2.5	- 5.0	"

Entsprechend der oben genannten Einwaage wird das Grundglas in einem Platintiegel bei 1500° Celsius erschmolzen und anschließend auf Zimmertemperatur abgekühlt. Es folgt der Keramisierungsprozeß, indem das Grundglas einem speziellen Temperatur-Zeit-Programm (6) unterworfen wird. In einer ersten Aufheizphase setzen bei circa 600° Celsius Phasentrennung und Keimbildung ein, wobei sich Apatitkristalle bilden, die in der zweiten Erhitzungsstufe bei 750° Celsius zu größeren Kristallen wachsen. Die Ceravital-Keramik besitzt folgende physikalische Eigenschaften (7,12):

- Oberflächenrauigkeit maximal $4\text{ }\mu\text{m}$
- Breite der bipyramidalen hexagonalen Apatitkristalle $50 \times 10^{-6}\text{ mm}$
- Höhe derselben $40 \times 10^{-4}\text{ mm}$
- Oberflächenhärte 10000 Newton/mm^2
- Druckfestigkeit 500 Newton/mm^2
- Biegefestigkeit 150 Newton/mm^2
- thermischer Ausdehnungskoeffizient $0,4 \times 10^{-6}\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$

Gesamtlöslichkeit (7) und partielle Löslichkeit wurden von Blencke untersucht, die Dicke der eluierten Oberflächenschicht betrug nach dieser Versuchsanordnung circa $1.5\text{ }\mu\text{m}$.

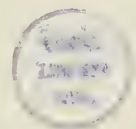
Die so beschaffene, heute unter dem Namen Ceravital kommerziell hergestellte Keramik wird seit 1977 tierexperimentell und seit April 1978 klinisch zur Rekonstruktion der Schalleitungskette und der hinteren Gehörgangswand bei Tympanoplastiken in der Mainzer Universitäts-Hals-Nasen-Ohren-Klinik verwendet (67,70,71,72,74,75). Histologische und klinische Ergebnisse sind publiziert worden (68,69,70,71,74).

1.6. FORMGEBUNG UND HANDHABUNG DER CERAVITALPROTHESEN

In Anlehnung an die Form der Shea-Prothese aus Proplast oder Plastipore (86) entwickelte Reck (70) die Form der Ceravital-Gehörknöchelchen und -Gehörgangsprothesen.

Die Gehörknöchelchenprothesen haben die Form eines Reißnagels, sie bestehen aus einem Schaft und einem Tellerchen. Um die Ebene des Prothesentellerchens optimal auf die Trommelfelltransplantatebene abzustimmen, wurde ein 75° -Winkel zwischen Prothesenteller und -schaft konzipiert. Eine Rille im Prothesenteller nimmt den Hammergriff auf, sorgt für eine gute Stabilität und durch direkte Ankopplung des Trommelfells an die Gehörknöchelchenkette für eine optimierte Schalldrucktransformation. Das abgewinkelte Implantat liegt in unserer Klinik als kurze Prothese für den Amboßersatz und in der langen Form als Amboß-Steigbügelersatz vor. Darüber hinaus kann die Prothese individuell, den jeweiligen anatomischen Verhältnissen des Patienten entsprechend, kürzer geschliffen werden. Dasselbe gilt für die 90° -Prothese.

Abbildung 2 zeigt die verwendeten Prothesenformen.



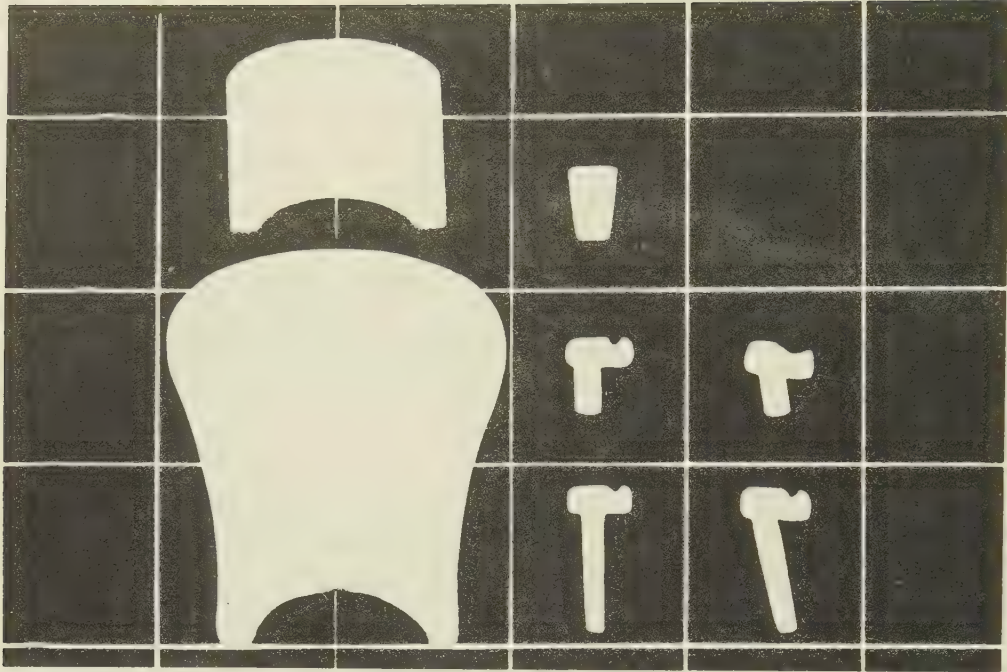


Abb. 2

Außerdem wurde eine konusförmige Prothese entwickelt, die sich zur Interposition zwischen Steigbügel und Hammergriff eignet (Abb. 2). Auch hier ist eine Rille zur Aufnahme des Hammergriffs am breiteren Ende der Prothese vorgesehen. Eine weitere Fixierung ist nicht erforderlich.

Für die Entwicklung der Gehörknöchelchenprothesen wurden ebenso wie für die Entwicklung der Gehörgangsprothesen die anatomischen Verhältnisse an 10 Leichenfelsenbeinen studiert (70). Anhand von Kunststoffausgüssen dieser Felsenbeine wurden die in Abbildung 2 gezeigten, 1.5 mm dicken Ceravital-Total- und -Teil-Prothesen für die Rekonstruktion der lateralen Attikwand konstruiert, die für linke und rechte Ohren geeignet sind und sich ebenfalls mit Diamantbohrern unter ständiger Spülung beschleifen und anpassen lassen. Die Prothesen sind nach den üblichen Methoden, wenn erforderlich auch mehrmals sterilisierbar.

1.7. OPERATIVE TECHNIK ZUR REKONSTRUKTION DER SCHALLEITUNGS- KETTE UND DER HINTEREN GEHÖRGANGSWAND

An der Mainzer Hals-Nasen-Ohren-Klinik werden die Tympanoplastiken, so auch die unter Verwendung von Ceravital-Prothesen, nach den Regeln von Plester und Zöllner (61) durchgeführt.

Zur Überbrückung folgender Defekte der Schalleitungskette werden die Keramikprothesen verwendet:

- Defekt zwischen Steigbügelköpfchen und Trommelfell
- Defekt zwischen Steigbügelköpfchen und Hammergriff
- Defekt zwischen Steigbügelußplatte und Trommelfell/Hammergriff.

Zur Versorgung dieser Defekte stehen die oben genannten verschiedenen Prothesenformen zur Verfügung.

Bei vorhandenem Hammergriff wird die Rille im Prothesenteller direkt unter den vom Mukoperiost befreiten Hammergriff gelegt. Ebenso nimmt die Rille im breiten Ende des Keramikonus den Hammergriff auf. In das Ende des Prothesenschaftes kann eine kugelförmige Vertiefung zur Aufnahme des Stapesköpfchens geschliffen werden, dasselbe Verfahren ist am schmalen Ende des Konus möglich.

Die als Columella verwendeten langen Prothesen werden direkt auf die Steigbügelußplatte aufgestellt.

Vor dem Verschluß der Pauke wird die Oberfläche der Keramik, die mit dem Trommelfell bzw. dem Transplantat in Berührung kommt, mit autologem Knochenbrei bestrichen, um eine knöcherne Fixierung zwischen Transplantat und Implantat zu induzieren. Von der Verwendung von Fibrinkleber auf dem Prothesenteller wird abgeraten (76).

Bei der Rekonstruktion der hinteren Gehörgangswand wird die Keramikprothese je nach Bedarf zurechtgetrimmt, sich etwas verkeilend, in den Defekt eingepaßt. Die Oberfläche der Keramik wird mit Knochenbrei bestrichen. Die Temporalisfaszie, die auch das Trommelfell rekonstruiert, wird über die Gehörgangsprothese geschlagen und zur Beschleunigung der Epithelisierung des äußeren Gehörgangs mit einigen Epithelinseln versehen. Gehörgangstamponaden werden mit Silikonfolie und Terramycinsalbe vorgenommen.

2. KLINISCHE ERGEBNISSE NACH TYMPANOPLASTIK TYP III MIT CERAVITALKERAMIK

Im Zeitraum vom 1.4.1978 bis 31.12.1982 unterzogen sich 518 Patienten einer Tympanoplastik Typ III mit bioaktiver Glaskeramik in der Mainzer Hals-Nasen-Ohrenklinik.

Zur statistischen Auswertung gelangten 355 Patienten. Voraussetzung dafür war, daß die Patienten mindestens ein Vierteljahr nachuntersucht worden waren. Der letzte Nachschautermin wurde auf den 1.4.1983 gelegt.

Zur Erfassung prä- und postoperativer Befunde der Patienten wurde ein Erhebungsbogen (Abb. 3) konzipiert. Alle verfügbaren Daten und Befunde wurden in diesen Erhebungsbogen aufgenommen und anschließend ausgewertet.

Durch eine relativ einfache und klar überschaubare Tabellierung konnte trotz der großen Anzahl von Parametern auf eine computergesteuerte Bearbeitung verzichtet werden.

Die resultierenden Befunde und Ergebnisse sollen im Anschluß vorgestellt werden; auf die Art ihrer Auswertung wird im einzelnen eingegangen.

2.1. ERHEBUNGSBOGEN

Abbildung 3 zeigt den verwendeten Erhebungsbogen auf den beiden folgenden Seiten.

ERHEBUNGSBOGEN

1) LFD. NUMMER

2) GEB. DATUM

3) GESCHLECHT

4) OPERATIONSdatum

5) ALTER BEI OP

6) OPERiertes OHR

7) KERAMIKERSATZ VON

rechts / links

a. Amboß

b. Hammer / Amboß

c. Hammer / Amboß / Stapes

d. Lateraler Attikwand ohne Ossikellersatz

a. Cholesteatom

b. Schleimhauteiterung

c. Adhäsivprozeß

d. Kettendefekt

e. Rezidivperforation

f. Fraktur / Trauma

g. Fibrose

h. Missbildung

i. Audiologische Indikation

ja / nein

a. 3 - 12 Monate (1 Jahr)

b. 15 - 24 Monate (2 Jahre)

c. 27 - 36 Monate (3 Jahre)

d. 39 - 48 Monate (4 Jahre)

e. 51 - 60 Monate (5 Jahre)

8) PRÄOPERATIVER BEFUND

9) ADHÄSIVPROZESS

10) IMPLANTATLIEGEZEIT

11) PRÄOPERATIVES AUDIOGRAMM

0.25 kHz Knochenleitung

0.5 kHz "

1.0 kHz "

2.0 kHz "

4.0 kHz "

8.0 kHz "

0.25 kHz Luftleitung

0.5 kHz "

1.0 kHz "

2.0 kHz "

4.0 kHz "

8.0 kHz "

12) POSTOPERATIVER BEFUND

a. Trommelfell intakt

b. Adhäsivprozeß

c. Rezidivperforation

ja / nein

ja / nein

ja, über Prothese

ja, unabh. von Prothese

nein

13) POSTOPERATIVES AUDIOGRAMM

0.25 kHz Knochenleitung

0.5 kHz "

1.0 kHz "

2.0 kHz "

4.0 kHz "

8.0 kHz "

ERHEBUNGSBOGEN

13) FORTSETZUNG

0.25 kHz	Luftleitung
0.5 kHz	„
1.0 kHz	„
2.0 kHz	„
4.0 kHz	„
8.0 kHz	„

14) REKONSTRUKTION DER
LATERALEN ATTIKWAND

- a. ja/nein
- b. Teilprothese
- c. Totalprothese
- Verwendung von Knochenmehl ja/nein

15) BEFUND DER ATTIKWAND-
PROTHESE POSTOPERATIV

- a. epithelisiert
- b. teilepithelisiert
- c. nicht epithelisiert

16) POSITION DER ATTIKWAND-
PROTHESE

- a. regelrecht
- b. disloziert
- c. abgestossen oder aus dem äußeren
Gehörgang entfernt

17) LIEGEZEIT DER ATTIKWAND-
PROTHESE

in Monaten

18) INDIKATION ZUR REVISION

- a. Rezidivperforation
- b. Rezidivcholesteatom
- c. Adhäsivprozeß
- d. audiologische Indikation

19) REKONSTRUKTIONSMATERIAL
BEI REVISION

- a. Keramikprothese
- b. Homoio-Ossikel
- c. anderes Material

20) NACHBEOBACHTUNGSZEITRAUM
NACH REVISION

in Monaten

21) AUDIOGRAMM NACH REVISION

2.2 DER PRÄOPERATIVE BEFUND

Geburtsdatum und Geschlecht der Patienten, Datum des Eingriffs und Alter bei der Operation sowie die Lokalisation des Defekts (195 linke, 160 rechte Ohren) wurden festgehalten.

Das Verhältnis männlicher zu weiblichen Patienten betrug 182 : 173.

Die Altersverteilung zum Zeitpunkt der Operation ist der Abbildung 4 zu entnehmen.

ALTERSVERTEILUNG DER 355 PATIENTEN ZUM ZEITPUNKT DER TYMPANOPLASTIK

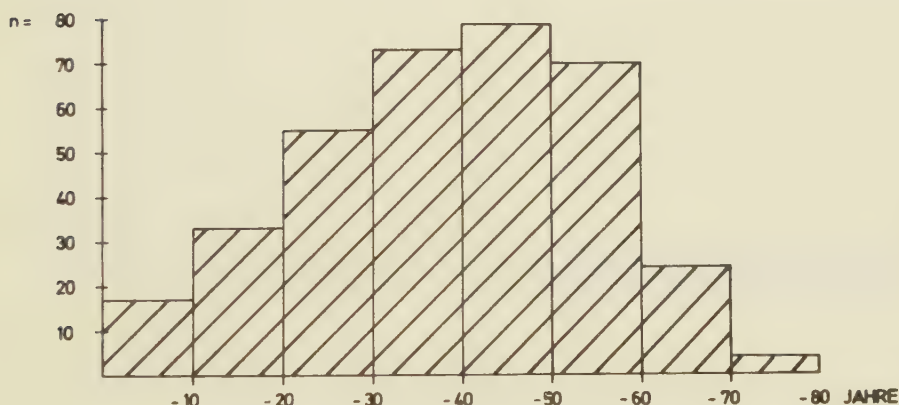


Abb. 4

Der jüngste Patient war 5 Jahre alt, der älteste 75 Jahre. Das Durchschnittsalter bei der Operation betrug 39.2 Jahre, wobei Frauen zu diesem Zeitpunkt um durchschnittliche 1.8 Jahre älter waren als Männer, was jedoch nicht als signifikant geschlechtsspezifische Abweichung zu bewerten ist.

Auf Grund ihres Kettendefektes bzw. der zur Rekonstruktion der Schalleitungskette verwendeten Keramiktypen wurden die Patienten in drei Gruppen eingeteilt (Abb. 5).

In Bezug auf die Auswertung der Hörergebnisse werden diese drei Gruppen im folgenden jeweils gesondert betrachtet.

KERAMIKPROTHESEN CERAVITAL® ZUR REKONSTRUKTION DER SCHALLEITUNGSKETTE

(1/4 - 5 JAHRE POSTOPERATIV)

KONUS		101
STAPESERHÖHUNG	 	109
TOTALERSATZ	 	136
	n =	346

Abb. 5

Die erste Gruppe umfaßt 101 Patienten mit Amboßdefekt (Rekonstruktion mit Keramikkonus). Die zweite Gruppe umfaßt 109 Patienten mit Hammer-Amboßdefekt (Rekonstruktion mit Keramik-Stapeserhöhung), die dritte Gruppe enthält 136 Patienten mit Hammer-Amboß-Stapesdefekt (Rekonstruktion mit Keramikcolumella).

Die Verteilung der verwendeten Keramikprothesen innerhalb der drei Patientengruppen demonstrieren die Abbildungen 5 und 6.

Neun Patienten wurden nur mit einer hinteren Gehörgangswand aus Glaskeramik versorgt (kein Gehörknöchelchenerersatz). Diese neun Patienten finden sich in einer weiteren Gruppe von insgesamt 52 Patienten mit keramischer Versorgung von Defekten der lateralen Attikawand nach Radikaloperation.

Die Patienten der drei Hauptgruppen wurden darüberhinaus in jeweils fünf Untergruppen eingeteilt, je nachdem wie lange sie in unserer Klinik nachbeobachtet worden waren. Diese Zeit ist mit der Implantatliegezeit der Prothesen identisch. Die Verteilung veranschaulicht die Abbildung 6.

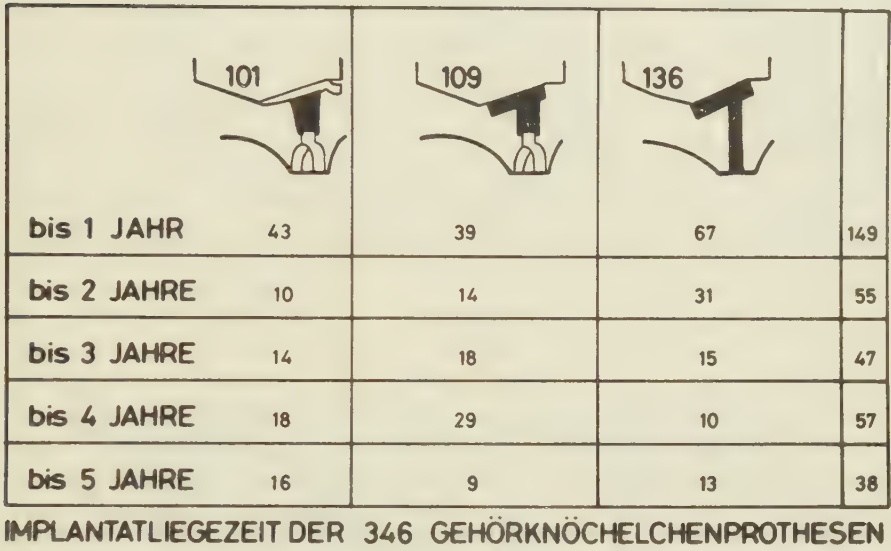


Abb. 6

Daraus geht hervor, daß 149 Patienten bis zu einem Jahr nach der Tympanoplastik kontrolliert werden konnten, 55 Patienten bis zu zwei Jahren, 47 Patienten bis zu drei Jahren, die längste Implantatliegezeit von bis zu fünf Jahren lag bei 38 Patienten vor. Die Zahl der Patienten, die mindestens zwei Jahre und maximal fünf Jahre nach der Rekonstruktion der Schalleitungskette, also langfristig beobachtet wurden, beträgt 197, das sind knapp 57% des Gesamtkrankengutes.

Bei allen Patienten wurde ein präoperativer Befund erhoben. Die Indikationsstellung zur Tympanoplastik Typ III ist in Abbildung 7 ihrer Häufigkeit nach aufgelistet.

TYMPANOPLASTIK TYP III MIT KERAMIKPROTHESEN CERAVITAL®

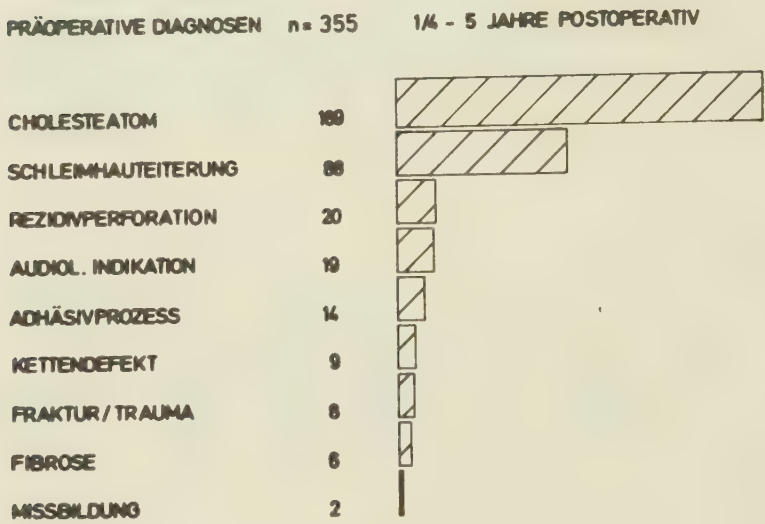


Abb. 7

Deutlich vorherrschende Indikation zur Tympanoplastik bedingt das Cholesteatom, an dem 189 unserer Patienten, das sind gut 53%, erkrankt waren. Als zweithäufigste Ursache für die Zerstörung der Gehörknöchelchenkette ist in etwa 25% der untersuchten Fälle die Schleimhauteiterung zu nennen. Die Liste wird fortgesetzt von einer Gruppe von Indikationen mit untereinander ähnlicher Häufigkeit: in 6% Rezidivperforation, in 5.5% audiologische Indikation, in 4% Adhäsivprozeß. Nur bei 25 Patienten, das sind insgesamt etwa 7%, wurden seltenere präoperative Diagnosen gestellt wie Kettendefekt (2.5%), Fraktur/Trauma (2.5%), Fibrose (1.5%) und Mißbildung in 0.5% der Fälle.

In den präoperativen Befund mit aufgenommen wurde auch das präoperative Audiogramm der Patienten mit Feststellung der Luft- und Knochenleitung über die Frequenzen 250, 500, 1000, 2000, 4000 und 8000 Hertz.

Die Abbildungen 15 bis 40 zeigen die präoperativen Audiogramme in Form von Mittelwertkurven aller Patienten einer Gruppe einmal getrennt nach Implantatliegezeit und

außerdem für alle Patienten einer Gruppe unabhängig von der Liegezeit gemeinsam (siehe Auswertungsteil).

2.3. DER POSTOPERATIVE BEFUND

Der postoperative Befund setzt sich aus den Ergebnissen der otoskopischen Untersuchung nach dem Eingriff und dem Audiogramm am Entlassungstag der Patienten zusammen.

Der otoskopische Befund gibt Aufschluß über die Intaktheit des Trommelfells bzw. Transplantats, über das mögliche Vorliegen einer Rezidivperforation oder eines Adhäsivprozesses und über weitere diagnostische Kriterien, wie aus dem Erhebungsbogen und der Abbildung 8 deutlich wird.

POSTOPERATIVE BEFUNDE BEI 346 TYMPANOPLASTIKEN		
TROMMELFELL/TRANSPLANTAT INTAKT	308	89 %
- NICHT INTAKT	38	11 %
MITTELOHRBELÜFTUNG REGELRECHT	324	94 %
- GESTÖRT	22	6 %
a. bei intaktem Trommelfell	11	50 %
b. bei präoperativ bestehender Mittelohrbelüftungsstörung	6	27 %
c. bei gleichzeitig bestehender Rezidivperforation	5	23 %
POSITION DER PROTHESE REGELRECHT	325	94 %
PROTHESE GEKIPPT	5	1,4%
PROTHESE IM TROMMELFELLNIVEAU	2	0,6%
PROTHESE ABGESTOSSEN ODER BEI OHRREINIGUNG ENTFERNT	14	4 %

Abb. 8

Bei 308 Patienten wurde postoperativ ein intaktes Trommelfell diagnostiziert, bei 38 Patienten war es nicht intakt. Eine genauere Untersuchung der Rezidivperforationen schließt sich später an.

Von entscheidendem Einfluß auf die postoperativ regel-

rechte Funktion der Schalleitungskette ist eine ungestörte Belüftung des Mittelohres durch die Tube.

In 324 Fällen wurde postoperativ eine ungestörte Tubenbelüftung des Mittelohres festgestellt, in 22 Fällen war dies nicht der Fall. Hier wurde nach Zusatzbefunden gesucht, die möglicherweise zur Erklärung der Tubenfunktionsstörung herangezogen werden können.

27% dieser Patienten hatten auch schon vor der Operation eine Tubenbelüftungsstörung gehabt, 23% der Patienten haben postoperativ neben der Tubenbelüftungsstörung auch eine Rezidivperforation, jedoch fehlen bei 50% der Patienten mit postoperativ gestörter Mittelohrbelüftung solche Zusatzbefunde, hier sind die Trommelfelle intakt.

Um Aufschluß über eine mögliche Veränderung der intraoperativ angestrebten Position der Gehörknöchelchenprothese zu gewinnen, wurde der otoskopische Befund um die Beurteilung dieses Kriteriums erweitert.

Einer postoperativ regelrechten Position des Keramikersatzes von 94% stehen 6% dislozierte Prothesen gegenüber, davon wurde der größte Teil der Prothesen (4%) in den äußeren Gehörgang abgestoßen oder bei der Ohrreinigung durch den Arzt entfernt, weitere 1.4% der Prothesen waren gekippt, und der Rest von 0.6% befand sich mit dem Tellerchen der Keramik innerhalb des Trommelfellniveaus.

Um ein präziseres Bild von Hintergründen und Ursachen der Rezidivperforationen zu erhalten, wurde bei der Auswertung der Ergebnisse der 38 davon Betroffenen Wert auf einen Vergleich mit anderen Befunden dieser Patienten gelegt (Abb. 9 und 10).

Zunächst wurde festgestellt, wann die Perforation aufgetreten war. Wie das Diagramm der Abbildung 9 auf der nächsten Seite zeigt, hatten sich 71% der Rezidivperforationen direkt postoperativ ereignet, die restlichen 29% erstrecken sich nahezu gleichmäßig verteilt über Zeitpunkte zwischen 3 und 24 Monaten postoperativ.

POSTOPERATIVE DIAGNOSE "REZIDIVPERFORATION"

BEI 38 PATIENTEN (= 10.9 %)

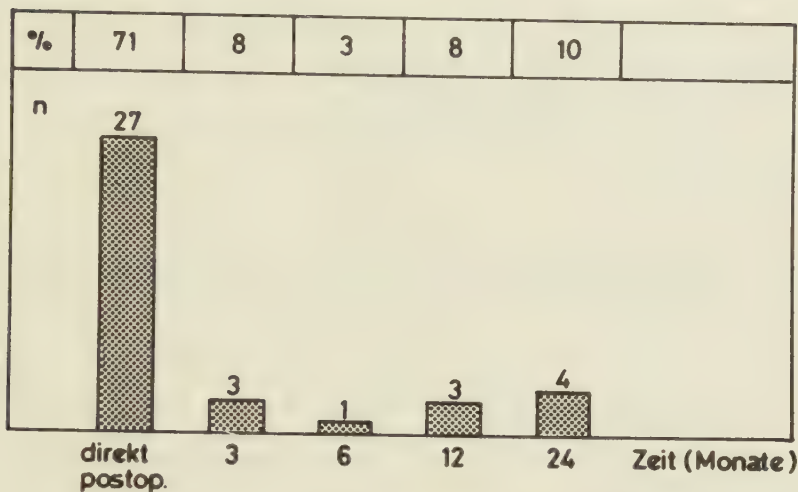


Abb. 9

Von Interesse war auch die Art der verwendeten Keramikprothese im Zusammenhang mit der Rezidivperforation. Deutlich hebt sich dabei die Keramikcolumella, der Hammer-Aboß-Stapesersatz, mit 60% ab, als längste der drei Formen (8 mm) zur Überwindung des größten Defekts der Kette konzipiert. In absteigender Reihenfolge finden sich die Keramiksteigbügel-erhöhung, der Hammer-Amboßersatz, mit 30% Häufigkeit (4 mm lang), und mit nur 10% ist die Konusprothese beteiligt, die, wenn sie beschliffen ist, im allgemeinen zur Überbrückung des defekten Amboß zwischen vorhandenem Hammergriff und Steigbügelköpfchen nur noch 3 mm mißt. Mit Abnahme der Prothesenlänge nimmt offenbar auch die Häufigkeit auftretender Rezidivperforationen ab.

Der Befund "Mittelohrbelüftungsstörung" ist auch im Zusammenhang mit dem Befund "Rezidivperforation" interessant. Ein gutes Drittel der Rezidivperforationen, nämlich 37%, verlief mit entweder gleichzeitig bestehender (16%) oder aber schon präoperativ festgestellter (21%) Tubenbelüftungsstörung. Die anderen Patienten (63%) hatten neben ihrer Rezidivperforation weder prä- noch postoperativ einen Adhäsivprozeß.

Diese Ergebnisse finden sich in Abbildung 10.

POSTOPERATIVE DIAGNOSE "REZIDIVPERFORATION "		
n = 38/346 = 10.9%		
PERFORATION ÜBER DER PROTHESE	30	79 %
PERFORATION UNABHÄNGIG VON PROTHESE	8	21 %
DIAGNOSESTELLUNG		
direkt postoperativ	27	71 %
innerhalb 3 Monaten	3	8 %
" 6 "	1	3 %
" 12 "	3	8 %
" 24 "	4	10 %
PROTHESENMATERIAL		
Keramikcolumella	23	60 %
Keramiksteigbügelhöhung	11	30 %
Keramikkonus	4	10 %
PERFORATION bei präoperativ bestehender Mittelohrbelüftungsstörung	8	21 %
PERFORATION bei gleichzeitig bestehender Mittelohrbelüftungsstörung	6	16 %
TYMPANOREVISION DURCHGEFÜHRT		
nein	28	74 %
ja, mit Ceravitalprothese	7	18 %
ja, mit anderem Material	3	8 %

Abb. 10

Zusammenfassend lassen sich folgende Auffälligkeiten im Zusammenhang mit der Rezidivperforation festhalten: 79% der Perforationen liegen direkt über dem Implantat, in 71% der Fälle wird die Diagnose direkt postoperativ gestellt, in 60% der Fälle handelt es sich bei der Prothese um eine Keramikcolumella, ein Zusammenhang zur Tubenbelüftungsstörung ist bei einer Häufigkeit von 37% eher fraglich.

Das postoperative Audiogramm wurde, um einen exakten Vergleich zum präoperativen Hörvermögen herzustellen, ebenfalls über die sechs oben genannten Frequenzen erstellt. In Form von Mittelwertkurven ist es in den Abbildungen 15 - 25, 28 - 38 und 41 - 51 getrennt nach Gruppen und Implantatliegezeit und in den Abbildungen 26 + 27, 39 + 40 und 52 + 53 für alle

Patienten gemeinsam, ganz gleich, ob sie ein Vierteljahr oder 5 Jahre lang nachuntersucht wurden, dargestellt (siehe Auswertungsteil).

Alle weiteren Berechnungen des Hörvermögens resultieren aus den zu Grunde liegenden prä- und postoperativ aufgezeichneten Schalldruckwerten der Patienten (siehe Auswertung).

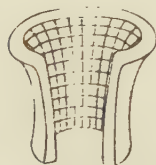
2.4. REKONSTRUKTION DER HINTEREN GEHÖRGANGSWAND

Bei 52 Patienten erfolgte die Rekonstruktion der hinteren Gehörgangswand mit bioaktiver Glaskeramik Ceravital.

In 43 Fällen wurde gleichzeitig eine Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette vorgenommen, neun Patienten hatten keinen Defekt der Kette (Spalte "nur HGW" = hintere Gehörgangswand in Abb. 12), demzufolge keinen Keramikersatz der Kette. So erklärt sich die in einigen Abbildungen auffallende Differenz der Gesamtpatientenzahl von 346 zu 355.

Abbildung 11 zeigt die Daten, die im Zusammenhang mit der Rekonstruktion der hinteren Gehörgangswand interessieren.

KERAMIKPROTHESEN CERAVITAL® ZUR REKONSTRUKTION DER HINTEREN GEHÖRGANGSWAND



(1/4 - 5 JAHRE POSTOPERATIV)

n = 52

TEILPROTHESEN MIT KNOCHENMEHL	27
TEILPROTHESEN OHNE KNOCHENMEHL	23
TOTALPROTHESEN MIT KNOCHENMEHL	1
TOTALPROTHESEN OHNE KNOCHENMEHL	1

50 Teilprothesen wurden implantiert, davon 27 mit und 23 ohne Knochenmehl. Knochenmehl wurde an entzündungsfreien Knochenstrukturen der Patienten gewonnen. Bei 2 Patienten wurden Totalprothesen verwendet. Zur Veranschaulichung dient Abbildung 12.

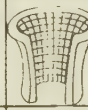
KERAMIKIMPLANTATE CERAVITAL® ZUR REKONSTRUKTION DER HINTEREN GEHÖRGANGSWAND BEI 52 PATIENTEN	TEILPROTHESE		TOTALPROTHESE		EPITHELISIERUNG			Proth. ex.	nur HW	n =
	mit / ohne KNOCHENMEHL		mit / ohne KNOCHENMEHL		regel- recht	keine	teil- weise			
										
IMPLANTLIEGEZEIT										
bis 1 Jahr	9	3	1		10	2	1	4	8	13
bis 2 Jahre	7	3			9	1		2	1	10
bis 3 Jahre	9	1			10			2		10
bis 4 Jahre	2	11			12		1	2		13
bis 5 Jahre		5		1	6					6
n = % -	27 / 52	23 / 44	1 / 2	1 / 2	47 / 90	3 / 6	2 / 4	10 / 20	9 / 17	52

Abb. 12

Die Einteilung der Nachbeobachtungszeiträume in fünf Einjahresabstände ist zum Erkennen implantatliegezeitbedingter Auffälligkeiten bestimmt.

90% der Prothesen waren postoperativ epithelisiert. Die regelrechte Epithelisierung der Prothesen schwankt innerhalb der fünf Gruppen zwischen 77% und 100%, 6% der Prothesen waren nicht, 4% nur teilweise epithelisiert.

Die otoskopischen Befunde unserer Patienten lassen den Schluß zu, daß die Epithelisierung der Keramik rasch erfolgt und spätestens nach einem halben Jahr abgeschlossen ist. Sollte die Epithelisierung nach Verlauf des ersten postoperativen Jahres nicht regelrecht abgeschlossen sein, so ist zu erwarten, daß sie sich später auch nicht mehr ausbildet.

Aus dem Implantatbett disloziert oder durch den äußeren Gehörgang ausgestoßen wurden insgesamt 10 Prothesen der hinteren Gehörgangswand, das sind 20% der gesamt implantierten Keramiken. Ein direkter Zusammenhang zur defizienten Epithelisierung ist nicht bei allen Patienten zu erkennen, denn die lag nur bei 5 Prothesen vor.

Zumindest die andere Hälfte der oben genannten 20% ist auf diese Weise nicht zu erklären.

Auffallend ist auch, daß es sich bei dem Phänomen der Abstoßung der Prothesen der hinteren Gehörgangswand offenbar nicht um eine operationstechnisch bedingte "Kinderkrankheit" der im Anfang der Keramikverwendung durchgeführten Eingriffe handeln kann, sonst wären die Patienten betroffen, die vier und fünf Jahre nachuntersucht werden konnten. Eine Häufung von Abstoßungen zeichnet sich im Gegenteil bei der ganz "jungen" Gruppe von bis zu einem Jahr Implantatliegezeit ab, was am ehesten auf direkt postoperativ entstandene Epithelisierungsdefekte zurückzuführen ist.

Eine wirklich schlüssige Erklärung dieser Frage könnte mit letzter Sicherheit nur eine Histologie der dislozierten Gehörgangswandprothesen in ihrem Implantatbett liefern (69).

Diese Histologie wird man aber immer nur von der Keramik selbst, jedoch aus verständlichen Gründen nicht im Zusammenhang mit dem knöchernen Lager erhalten.

Im Tierversuch sind Dislokationen der in die hintere Gehörgangswand implantierten Keramik nicht aufgetreten (70).

2.5. TYMPANOREVISIONEN

Bei den insgesamt 346 Patienten mit keramischer Versorgung der Gehörknöchelchenkette im Rahmen einer Tympanoplastik Typ III waren 25 Tympanorevisionen (7.2%) notwendig geworden.

Für 6 Patienten standen Homoio-Ossikel zur Verfügung, bei 3 Patienten kamen andere Materialien zur Anwendung, und 16 der Tympanorevisionen erfolgten unter erneuter Verwendung von Ceravitalprothesen. Diese Patienten sollen hier vorgestellt werden.

Abbildung 13 zeigt, daß 9 Revisionen (56%) nach einem bis zwei Jahren, 6 Revisionen (37%) innerhalb des ersten postoperativen Jahres und nur eine Revision nach Ablauf von zwei Jahren durchgeführt wurden.

TYMPANOREVISION BEI 16 PATIENTEN UNTER WIEDERHOLTER VERWENDUNG VON CERAVITALKERAMIK				
REVISION NACH	6 - 12	13 - 24	25 - 36	MONATEN
n =	6	9	1	16
INDIKATION				n=
Rezidivperforation	2			2
Rezidivcholesteatom		3		3
Adhäsivprozeß	1	1		2
Audiologische Ind.	1	3	1	5
Kombination Rez.perf./ Rez.chol.	2	2		4
SCHALLEITUNGSKOMPO- NENTE AUS $\bar{i}$ VON 0,5/1/2 kHz POST/PRAE REVISIONEM				
verbessert	4	7	1	12
unverändert	2			2
verschlechtert		2		2
NACHBEOBACHTUNGSZEIT- RAUM POST REVISIONEM				
bis 12 Monate		1		1
bis 24 Monate	2	3		6
bis 36 Monate	3	5	1	8
bis 48 Monate	1			1

Abb. 13

Man kann davon ausgehen, daß bei der postoperativen Nachschau der Patienten schon rasch nach dem Eingriff die Befunde erhoben werden, die auf die Notwendigkeit einer Tympanorevision hindeuten.

In jeweils 2 unserer 16 Fälle wurden als Befunde die Rezidivperforation und der Adhäsivprozeß (je 13%) erhoben, in 4 Fällen (25%) lag eine Kombination aus Rezidivperforation und Rezidivcholesteatom vor, bei 5 Patienten (31%) stellte das schlechte Hörvermögen die Indikation zur Tympanorevision (Abb. 13)

Nach Maßgabe des Erhebungsbogens wurde ein Audiogramm post revisionem erstellt, um beurteilen zu können, wie sich das Hörvermögen gegenüber präoperativ verändert hatte. Als präoperatives Audiogramm wurde das letzte mit der "alten" Keramik aufgenommene Audiogramm herangezogen.

Auf eine ausführliche Darstellung dieser Befunde wird hier verzichtet, die Beurteilung der Schalleitungskomponente entspricht dem an anderer Stelle beschriebenen Verfahren.

Es soll hier genügen, aufzuzeigen, daß sich die mittlere Schalleitungskomponente bei 12 Patienten (75%) gegenüber prae revisionem verbessert hat, bei 2 Patienten (12.5%) blieb sie unverändert, bei weiteren 2 Patienten verschlechterte sie sich.

Abbildung 13 zeigt die erhobenen Befunde aller 16 Patienten im Zusammenhang.

3. AUDIOLOGISCHE ERGEBNISSE

Abbildung 14 soll noch einmal die für die Beurteilung der audiologischen Befunde notwendig gewordene Einteilung der Patienten in drei Gruppen demonstrieren:

	<u>Kettendefekt</u>	<u>Prothesenform</u>
Gruppe 1	Amboß	Konus
Gruppe 2	Hammer-Amboß	Stapeserhöhung
Gruppe 3	Hammer-Amboß-Stapes	Columella

Abb. 14

Über die Frequenzen 0.25, 0.5, 1, 2, 4 und 8 Kilohertz wurden Luft- und Knochenleitung jedes Patienten für die Zeitpunkte präoperativ, 1/4 Jahr postoperativ und zum letzten Nachschautermin übernommen.

In der Regel erfolgten die Nachschautermine in vierteljährlichem Abstand. Die längste Nachbeobachtung betrug 60 Monate, die kürzeste 3 Monate.

Das Vierteljahresaudiogramm der Statistik entspricht im allgemeinen dem Befund am Entlassungstag der Patienten, wurde also entgegen der eigentlichen Bezeichnung meist am Ende der ersten postoperativen Woche erhoben.

Bei Patienten, die aber insgesamt nur 3 Monate nachuntersucht werden konnten, entspricht es dem tatsächlichen Termin.

Die Unterscheidung in mehrere Einzelnachuntersuchungsräume soll in erster Linie eine bessere Verlaufskontrolle der lange nachuntersuchten Patienten ermöglichen, um zu vermeiden, daß von einem Patienten neben dem präoperativen Audiogramm beispielsweise nur noch das fünf Jahre nach der Operation erhobene Audiogramm ausgewertet wird.

3.1. DAS MITTELWERTAUDIOGRAMM

Über die oben genannten Frequenzen wurden Schalldruckwerte der Patienten im Bereich zwischen 0 und 90 dB vom Originalaudiogramm in Tabellen übernommen.

Das Phänomen "nicht meßbarer Daten" (93) trat nicht auf, da es bei der manuellen Bearbeitung der Audiogramme möglich war, das Produkt aus Häufigkeit und Größe der Werte zu bilden.

Diese Möglichkeit bietet die computergesteuerte Auswertung nicht, da man sich der Einteilung der Dezibel-Werte in Klassen bedient, wobei Patienten, deren Schalldruckwerte bei hohen Frequenzen nicht in die oberste Klasse passen, nicht in der Berechnung des Gesamtergebnisses berücksichtigt werden.

Die Zahlenwerte, die den Mittelwertaudiogramm-Kurven zu Grunde liegen, sind auf den nächsten Seiten im Anschluß an die dazugehörigen Abbildungen den Tabellen 1 - 9 zu entnehmen.

Die jeweils obere Kurve der einzelnen Abbildungen stellt das Knochenleitungshören (KL) dar, die untere das Luftleitungshören (LL). In der linken unteren Ecke der Abbildungen läßt sich die Zahl der berücksichtigten Patienten zum jeweiligen Implantat-liegezeitpunkt ablesen.

Der linken präoperativen Abbildung sind rechts daneben jeweils dieselben Patienten postoperativ gegenübergestellt. Dem präoperativen

Audiogramm der einjährigen Liegezeit folgen sowohl ein vierteljährliches als auch ein einjähriges postoperatives Audiogramm.

Neben den Einzelbeobachtungszeitpunkten sind die Ergebnisse aller Patienten einer Gruppe in den Abbildungen 26 + 27, 39 + 40 und 52 + 53 und in den Tabellen 3, 6 und 9 übersichtlich zusammengefaßt.

An den postoperativ geringer gewordenen Abständen zwischen den beiden Kurven der Knochen- und Luftleitung ist deutlich zu erkennen, daß in den meisten Fällen im Durchschnitt eine Besserung des Hörvermögens eingetreten ist. Bei genauer Betrachtung der postoperativen Luftleitungskurven gegenüber präoperativ fällt eine deutliche Anhebung dieser Kurven auf. Rechnerisch wird der Anstieg der Luftleitung im Abschnitt 2.2.3. erläutert. Das Verhalten der Knochenleitung zeigt auf den ersten Blick keine so deutliche Veränderung gegenüber präoperativ, es wird ebenfalls im Abschnitt 2.2.3. dargestellt.

Streuungsmaße der Mittelwertaudiogramme in Form doppelter Standardabweichungen zu erstellen, wäre mathematisch zwar unbedenklich, kann für die klinische Auswertung allerdings nicht relevant sein, da man mit dieser Methode in negative dB-Bereiche von bis zu minus 60 dB vordringen würde, weit außerhalb des menschlichen Hörvermögens.

Als Lagemaße der vorliegenden Mittelwertaudiogramme wurden deshalb der Median und das 3. Quartil des jeweiligen Knochen- und Luftleitungswertes in dB ermittelt (prä- und postoperativ) und diese Maßzahlen als obere und untere Grenze in Form eines Kastens neben den entsprechenden arithmetischen Mittelwert gezeichnet. Die obere Linie des Kastens entspricht dem Median, die untere der 75% -Grenze, die dazugehörigen Zahlenwerte sind neben den Mittelwerten den Tabellen 1 - 9 zu entnehmen.

Der Abstand dieser beiden Linien kann als "Streubreite" um den Mittelwert herangezogen werden. Bei den Frequenzen 4 und 8 Kilohertz sind diese Streubreiten auffallend groß. Bei den Frequenzen 250 und 500 Hertz kann die Streubreite um den Mittelwert so gering sein, daß sich die beiden Linien des Kastens decken und unter Umständen gar nicht vom Mittelwert abweichen.

Zur Verdeutlichung einer Tonaudiogramm-Mittelwertkurve soll ein Beispiel besprochen werden, daß sich im Anschluß an die Abbildungen und Tabellen auf den nächsten Seiten findet.

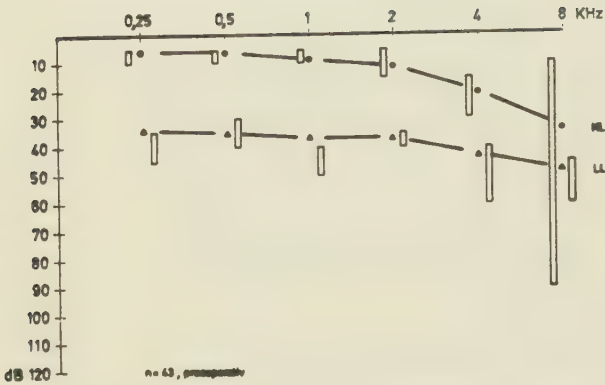


Abb. 15

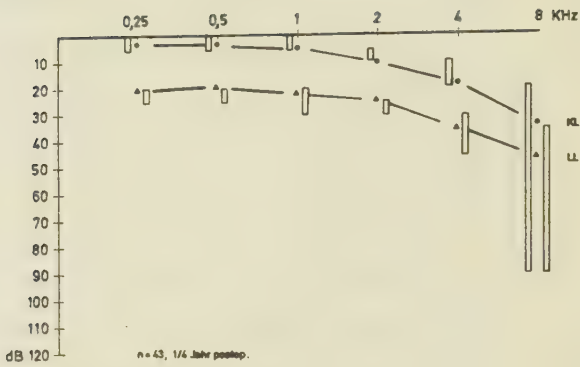


Abb. 16

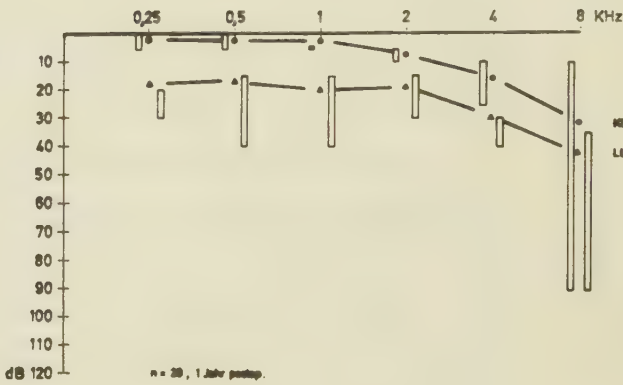


Abb. 17

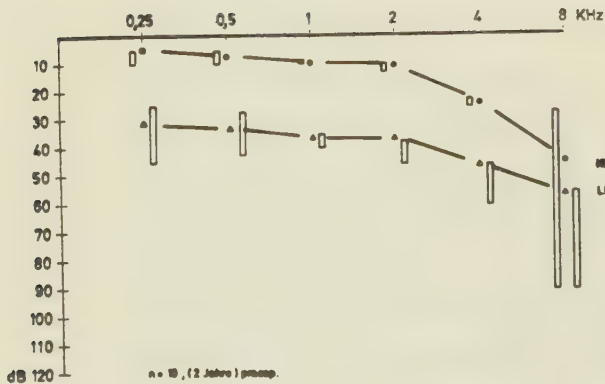


Abb. 18

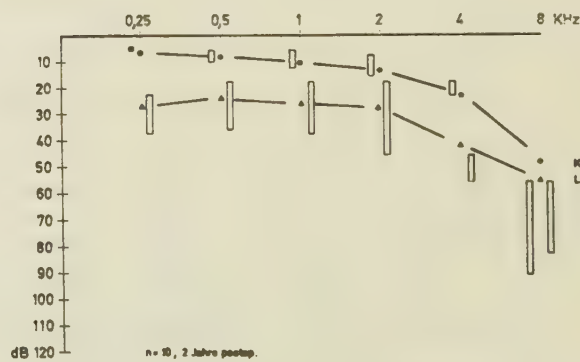


Abb. 19

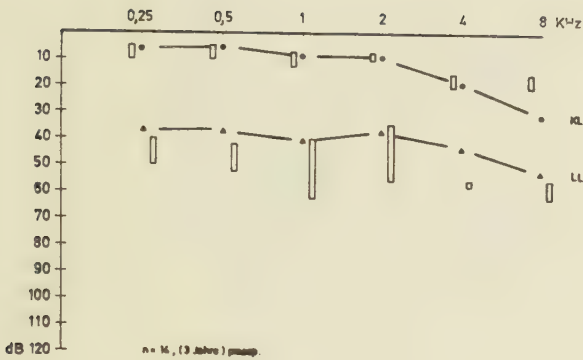


Abb. 20

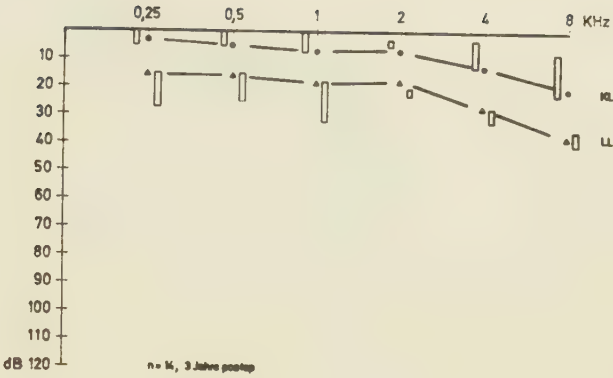


Abb. 21

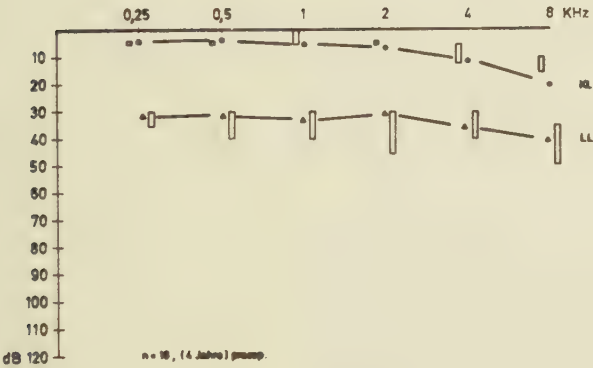


Abb. 22

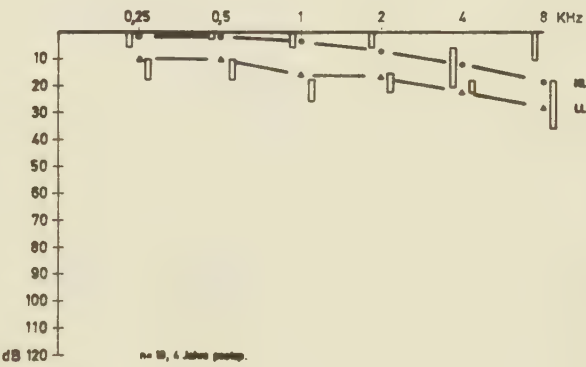


Abb. 23

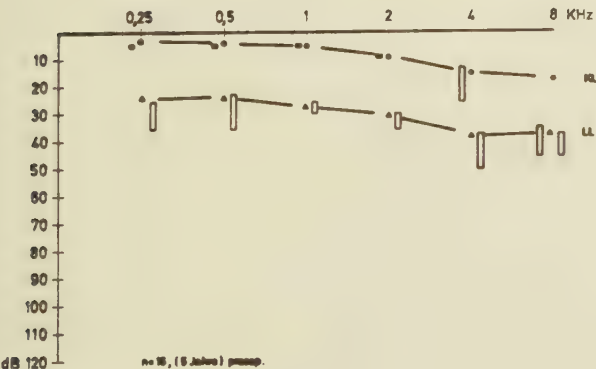


Abb. 24

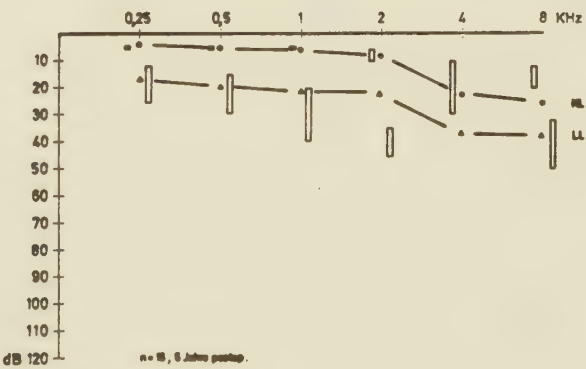


Abb. 25

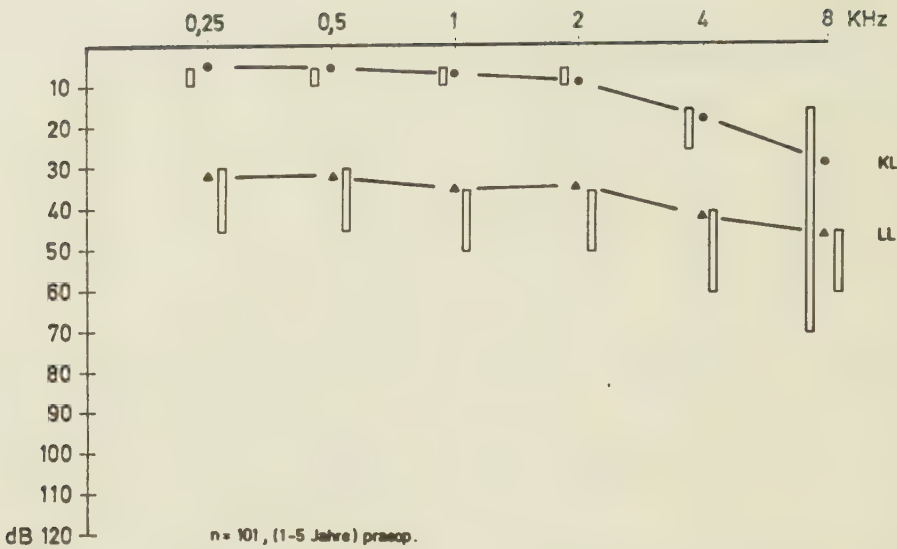


Abb. 26

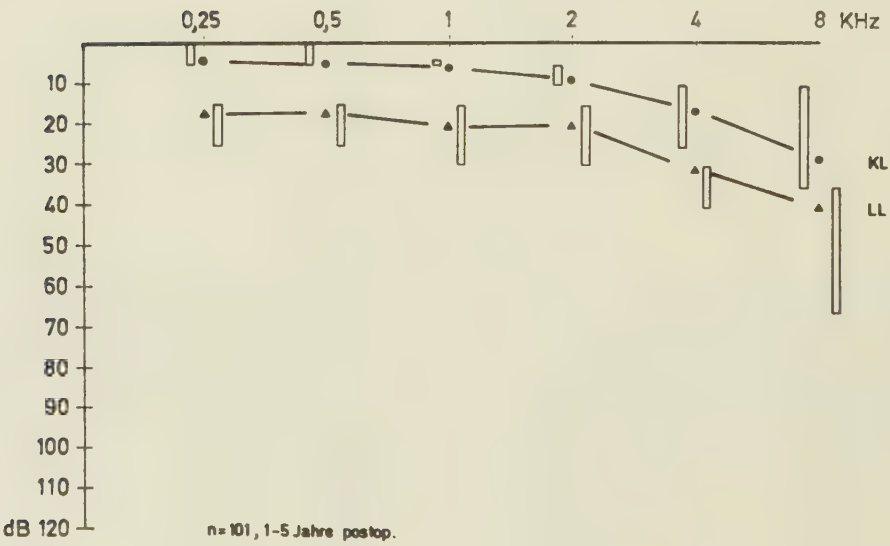


Abb. 27

TONAUDIOGRAM-MITTELWERTKURVEN DER PATIENTENGRUPPE
MIT KERAMIK-KONUS

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 6 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Ersatz.																							
		präoperativ n = 43						1/4 Jahr postop. n = 43						1 Jahr postop. n = 29									
KNOCHEN-LEITUNG	KHz	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8				
	50%	5	5	5	5	15	10	0	0	0	5	10	20	0	0	5	5	10	10				
	$\bar{x}$	6.0	6.7	8.5	11.4	20	33.6	3	3.1	4.7	9.5	17.4	33	2.9	3.1	3.6	8.1	17.4	33.6				
LUFTLEITUNG	75%	10	10	10	15	30	20	5	5	5	10	20	90	5	5	5	10	25	90				
	50%	35	30	40	35	40	45	20	20	20	25	30	35	20	15	15	15	30	35				
	$\bar{x}$	35.6	36	37.5	37.2	43.6	48.8	20.7	19.9	22.1	24.6	35.6	46.3	19.1	18.3	21	20.7	31.5	44.1				
75%	45	40	50	40	60	60	25	25	30	30	45	90	30	40	40	30	40	90					
präoperativ n = 10																							
KNOCHEN-LEITUNG	50%	5	5	10	10	22.5	27.5																
	$\bar{x}$	6.5	6.5	10	11.5	25	46.5																
	75%	10	10	10	17.5	25	90																
LUFTLEITUNG	50%	25	27.5	35	37.5	45	55																
	$\bar{x}$	33.5	35	36	38	46.5	56																
	75%	45	42.5	40	45	60	90																
2 Jahre postop. n = 10																							
KNOCHEN-LEITUNG	50%	5	5	5	7.5	17.5	55																
	$\bar{x}$	7.5	9.5	11	14.5	23	49																
	75%	5	10	12.5	15	22.5	90																
LUFTLEITUNG	50%	22.5	17.5	17.5	17.5	45	55																
	$\bar{x}$	28	25.5	27	28.5	43	56.5																
	75%	37.5	35	37.5	45	55	62.5																

Tab. 1

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 8 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Ersatz.																					
präoperativ n = 14														3 Jahre postop. n = 14							
KNOCHEN-LEITUNG	KHz	0.25	0.5	1	2	4	8														
	50%	5	5	7.5	7.5	15	15	0	0	0	2.5	7.5	7.5								
	$\bar{x}$	7.5	6.1	9.3	9.6	19.3	30.3	3.9	5.3	6.8	6.4	12.5	20.7								
	75%	10	10	12.5	10	20	20	5	5	7.5	5	12.5	22.5								
LUFTLEITUNG	50%	40	42.5	40	35	55	55	15	15	17.5	20	27.5	35								
	$\bar{x}$	34.9	36.9	42.5	38.6	43.9	51.8	17.1	17.8	19.3	18.2	27.5	38.9								
	75%	50	52.5	62.5	55	57.5	62.5	27.5	25	32.5	27.5	32.5	40								
präoperativ n = 16														4 Jahre postop. n = 16							
KNOCHEN-LEITUNG	50%	5	5	0	5	5	10	0	0	0	0	5	0								
	$\bar{x}$	5	4.4	5.6	6.9	12.2	21.1	1.9	2.2	3.9	7.8	12.5	18.9								
	75%	5	5	5	5	12.5	15	5	2.5	5	5	20	10								
LUFTLEITUNG	50%	30	30	30	30	30	35	10	10	17.5	15	17.5	17.5								
	$\bar{x}$	33.2	33.6	35.3	32.5	37.5	41.9	11.1	11.7	16.9	17.5	23.3	29.2								
	75%	35	40	40	45	40	50	17.5	17.5	25	22.5	22.5	35								

Tab. 2

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 8 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Ersatz.

		präoperativ n = 16							5 Jahre postop. n = 16						
KNOCHEN-LEITUNG	KHz	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8		
	50%	5	5	5	10	12.5	35	5	5	5	5	10	17.5		
LUFTLEITUNG	$\bar{x}$	3.7	4.4	5.3	9.1	15.3	17.2	4.1	5.6	6.7	8.7	23.7	26.6		
	75%	5	5	5	10	25	45	5	5	5	10	30	70		
KNOCHEN-LEITUNG	50%	25	22.5	25	30	37.5	37.5	12.5	15	15	20	35	32.5		
	$\bar{x}$	25	25.6	28.7	31.6	39.7	38.7	16.7	20.6	22.6	23.7	36.1	39.4		
LUFTLEITUNG	75%	35	35	30	35	50	45	25	35	30	40	45	50		

		alle präoperativ n = 101							1 - 5 Jahre postop. n = 101						
KNOCHEN-LEITUNG	50%	5	5	5	5	15	15	0	0	5	5	10	10		
	$\bar{x}$	5.7	6	7.8	9.7	16.4	29.7	4.1	5.1	6.3	9.1	17.6	29.8		
LUFTLEITUNG	75%	10	10	10	10	25	70	5	5	5	10	25	35		
	50%	30	30	35	35	40	45	15	15	15	15	30	35		
LUFTLEITUNG	$\bar{x}$	33.4	33.8	36.4	35.6	42.6	47.8	18.6	16.8	21.4	21.6	32.7	41.6		
	75%	45	45	50	50	60	60	25	25	30	30	40	65		

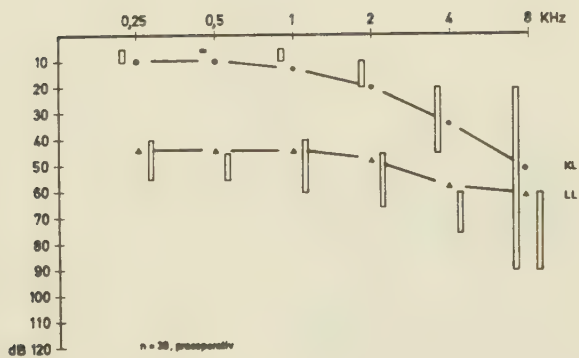


Abb. 28

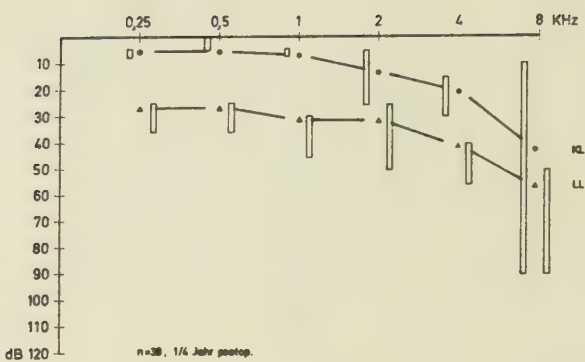


Abb. 29

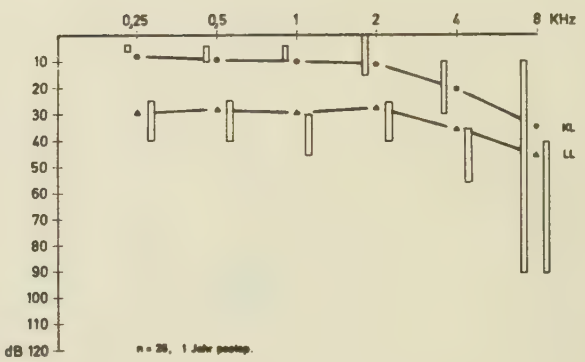


Abb. 30

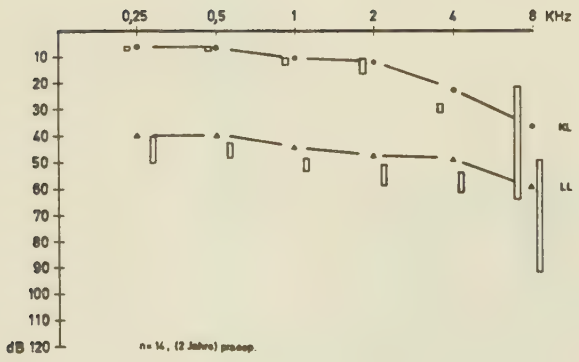


Abb. 31

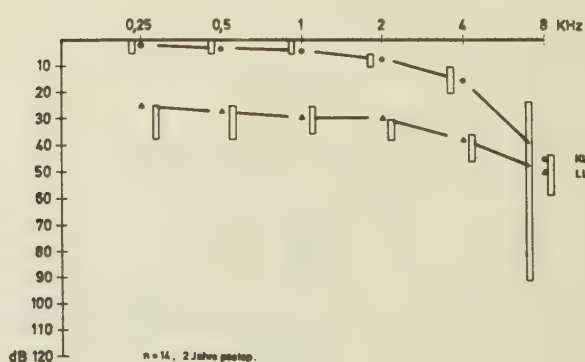


Abb. 32

TONAUDIOGRAMM-MITTELWERTKURVEN DER PATIENTENGRUPPE MIT KERAMIK-
STEIGBÜGELERHÖHUNG

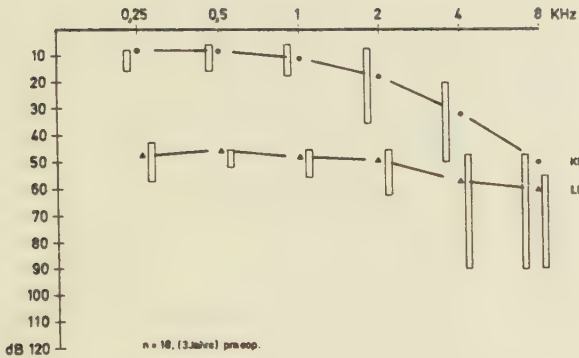


Abb. 33

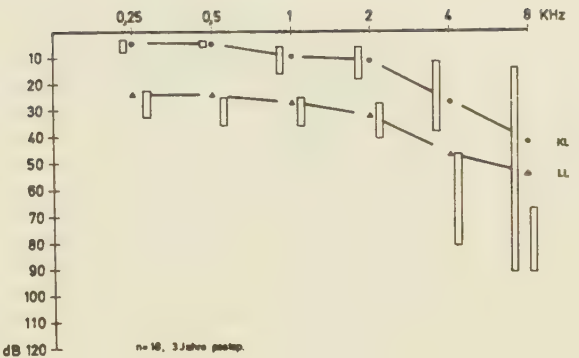


Abb. 34

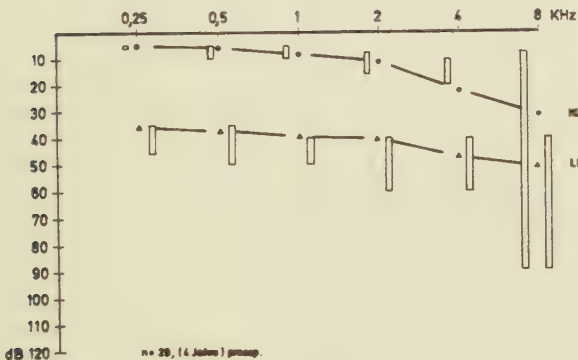


Abb. 35

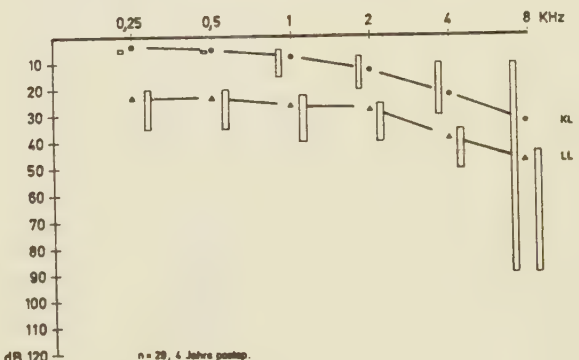


Abb. 36

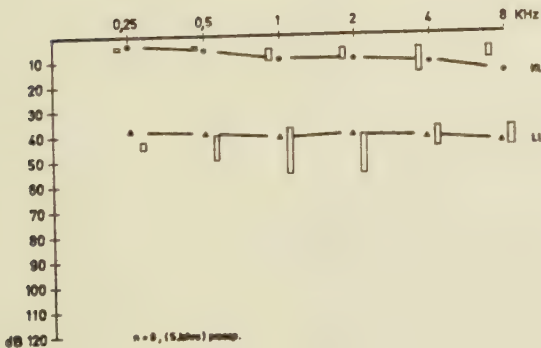


Abb. 37

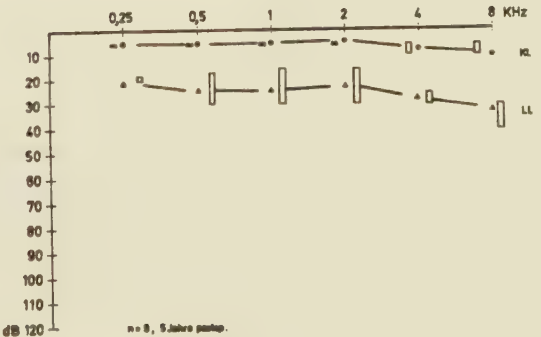


Abb. 38

TONAUDIOGRAMM-MITTELWERTKURVEN DER PATIENTENGRUPPE MIT KERAMIK-
STEIFBÜGELERHÖHUNG

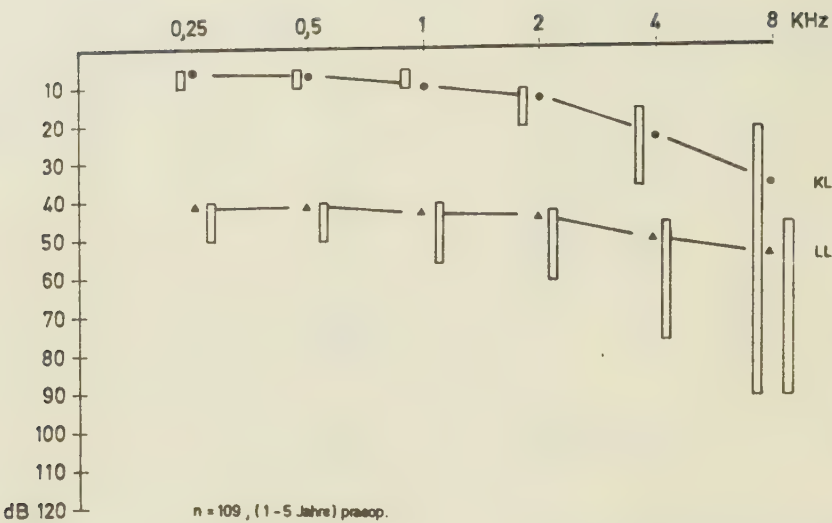


Abb. 39

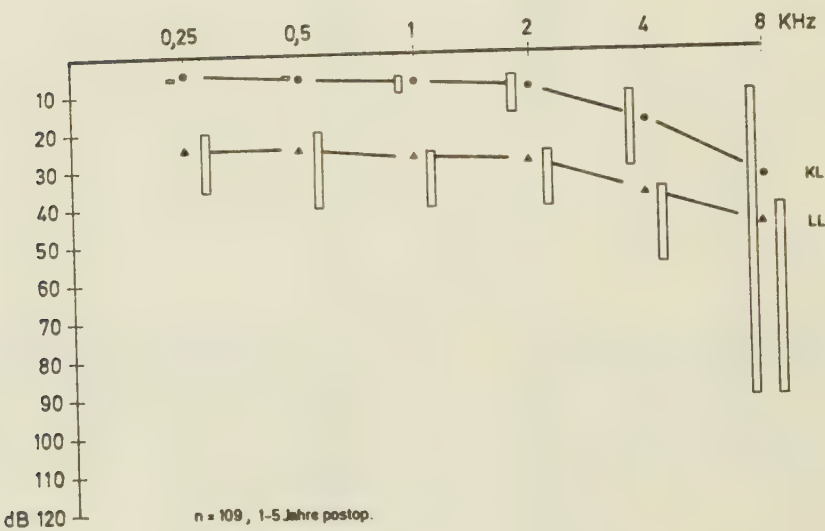


Abb. 40

TONAUDIOGRAMM-MITTELWERTKURVEN DER PATIENTENGRUPPE MIT
KERAMIK-STEIGBÜGELERHÖHUNG

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 6 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Amboß-Ersatz.

präoperativ n = 39 1/4 Jahr postop. n = 39 1 Jahr postop. n = 26

KNOCHEN-LEITUNG	kHz	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8
	50%	5	5	5	10	20	20	5	0	5	5	15	10	5	5	5	0	10	10
	$\bar{x}$	10.5	10.1	13.5	20.2	34.5	51.3	6.4	6.4	7.7	13.6	21.6	43.1	6.8	9.8	10.4	11.1	20.5	35.2
	75%	10	5	10	20	45	90	5	5	5	25	30	90	5	10	10	15	30	90
LUFTLEITUNG	kHz	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8
	50%	40	45	40	45	60	60	25	25	30	25	40	50	25	25	30	25	35	40
	$\bar{x}$	45.4	45.4	45.5	48.6	56.3	61.3	26.6	28.5	32.3	32.9	42.3	57.5	30.6	29.8	30.6	28.6	39.6	49.6
	75%	55	55	60	65	75	90	35	35	45	50	55	90	40	40	45	40	55	90

präoperativ n = 14 2 Jahre postop. n = 14

KNOCHEN-LEITUNG	kHz	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8
	50%	5	5	10	10	27.5	20	2.5	5	0	5	10	27.5
	$\bar{x}$	6.1	6.4	10.7	11.4	27.5	36.4	2.5	3.9	4.3	7.5	15	45.3
	75%	7.5	7.5	12.5	15	30	62.5	5	5	7.5	10	22.5	90
LUFTLEITUNG	kHz	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8
	50%	40	42.5	47.5	50	52.5	47.5	27.5	27.5	27.5	27.5	37.5	52.5
	$\bar{x}$	41.8	41.4	45.3	46.2	42.6	59.6	26.4	28.2	30	30	38.2	50
	75%	50	47.5	52.5	57.5	60	90	37.5	40	40	40	52.5	70

Tab. 4

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 6 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Amboß-Ersatz.

präoperativ n = 16

3 Jahre postop. n = 16

KNOCHEN-LEITUNG	kHz	0.25	0.5	1	2	4	8
	50%	7.5	5	5	7.5	20	47.5
	$\bar{x}$	8.9	8.6	11.4	17.6	32.8	50.3
	75%	15	15	17.5	35	50	90
LUFTLEITUNG	50%	42.5	45	45	45	47.5	55
	$\bar{x}$	49.4	46.9	49.2	50.3	56.3	61.1
	75%	57.5	52.5	55	62.5	90	90

	0.25	0.5	1	2	4	8	
	2.5	2.5	5	5	10	12.5	
	$\bar{x}$	5.0	5.5	10	11.9	27.5	43
	75%	7.5	5	15	17.5	37.5	90
	50%	22.5	25	25	27.5	45	65
	$\bar{x}$	25.5	25.5	25	33.3	46.6	54.7
	75%	32.5	35	35	40	80	90

präoperativ n = 29

4 Jahre postop. n = 29

KNOCHEN-LEITUNG	50%	5	5	5	7.5	10	7.5
	$\bar{x}$	4.8	5.9	8.4	10.9	21.9	30.9
	75%	5	10	10	15	20	90
	50%	35	35	40	40	40	40
LUFTLEITUNG	$\bar{x}$	36.9	38.1	40.9	41	47.9	51.7
	75%	45	50	50	50	60	90

	5	5	5	5	10	10	
	4.8	5.7	8.4	13.1	23.3	33.9	
	75%	5	5	15	20	30	90
	50%	20	20	22.5	25	35	42.5
	$\bar{x}$	24.5	24.3	27.4	29.6	40	46.9
	75%	35	35	40	40	50	90

Tab. 5

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 6 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Amboß-Ersatz.																			
präoperativ n = 9										5 Jahre postop. n = 9									
KNOCHEN-LEITUNG	kHz	0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8						
	50%	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5						
	$\bar{x}$	3.9	5.5	8.9	8.9	10	14.4	5.5	5.5	5.5	4.4	7.8	10						
	75%	5	5	10	10	15	10	5	5	5	5	10	10						
LUFTLEITUNG	50%	42.5	40	37.5	40	37.5	37.5	20	17.5	15	15	25	30						
	$\bar{x}$	38.9	40	41.1	40.5	41.7	43.3	22.2	25	25.5	23.9	28.3	33.3						
	75%	45	50	55	55	45	45	20	30	30	30	30	40						
alle präoperativ n = 109										1 - 5 Jahre postop. n = 109									
KNOCHEN-LEITUNG	50%	5	5	5	10	15	20	5	5	5	5	10	10						
	$\bar{x}$	6.8	7.3	10.6	13.5	24.3	36.7	5.3	6.1	7.7	9.6	18.9	33.5						
	75%	10	10	10	20	35	90	5	5	10	15	30	90						
LUFTLEITUNG	50%	40	40	40	42.5	45	45	20	20	25	25	35	40						
	$\bar{x}$	42.5	42.4	44.5	45.7	51.2	55.4	25.8	26.6	26.3	29.1	38.3	46.6						
	75%	50	50	55	60	75	90	35	40	40	40	55	90						

Tab. 6

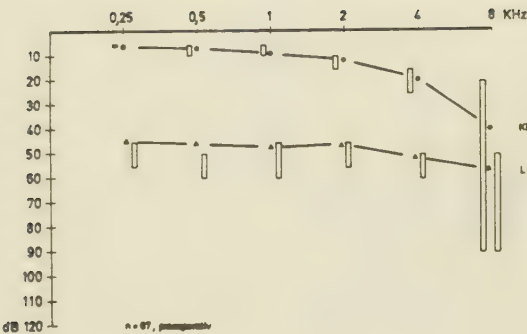


Abb. 41

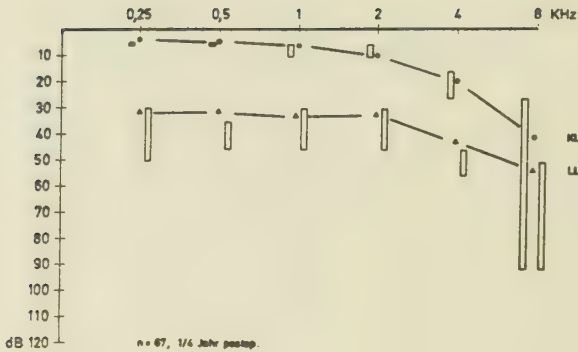


Abb. 42

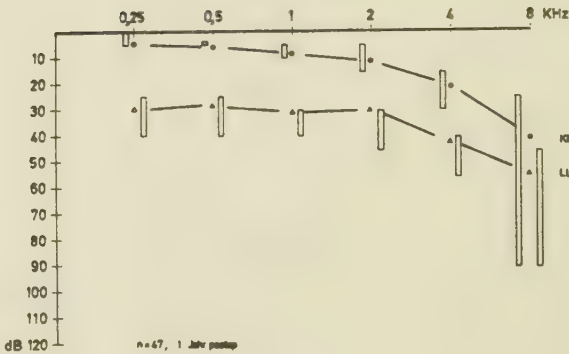


Abb. 43

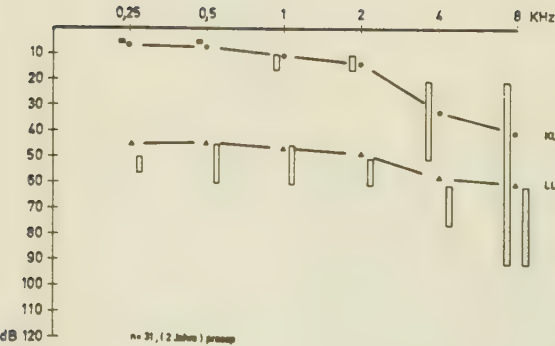


Abb. 44

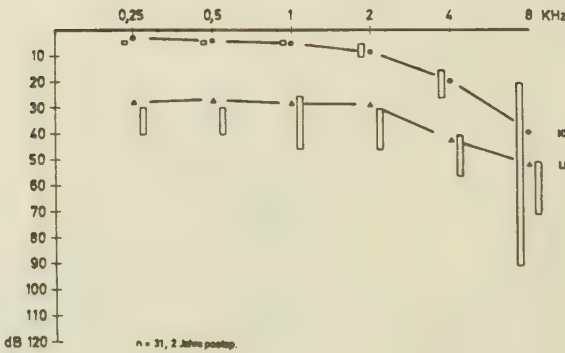


Abb. 45

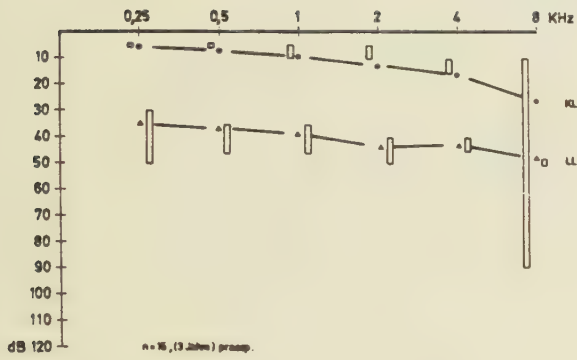


Abb. 46

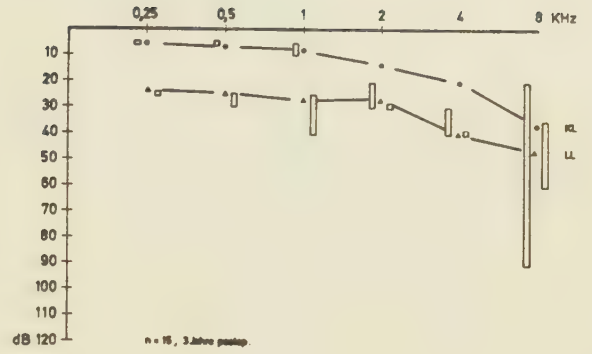


Abb. 47

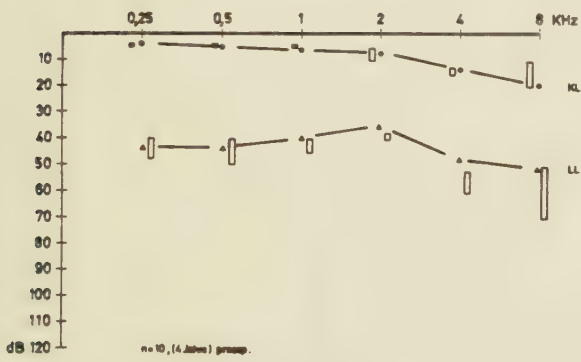


Abb. 48

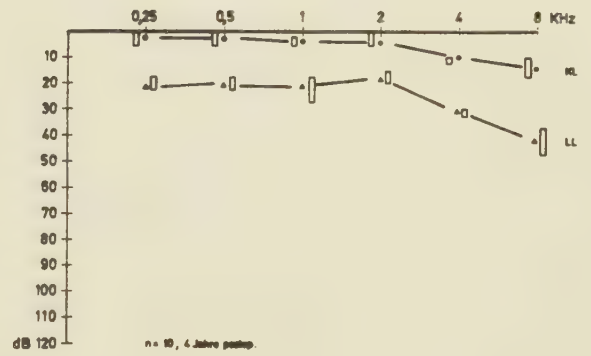


Abb. 49

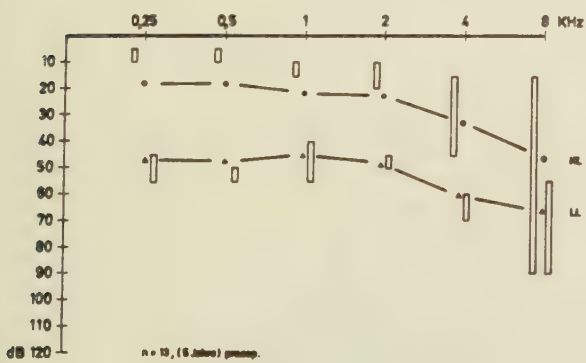


Abb. 50

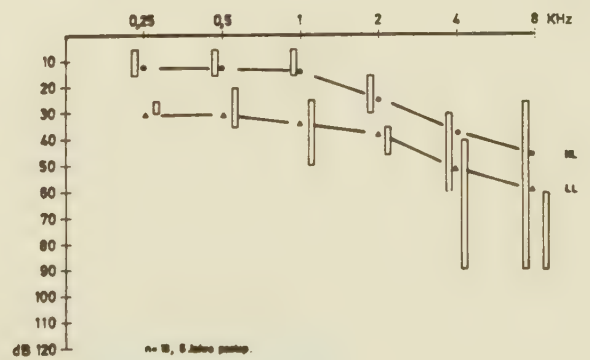


Abb. 51

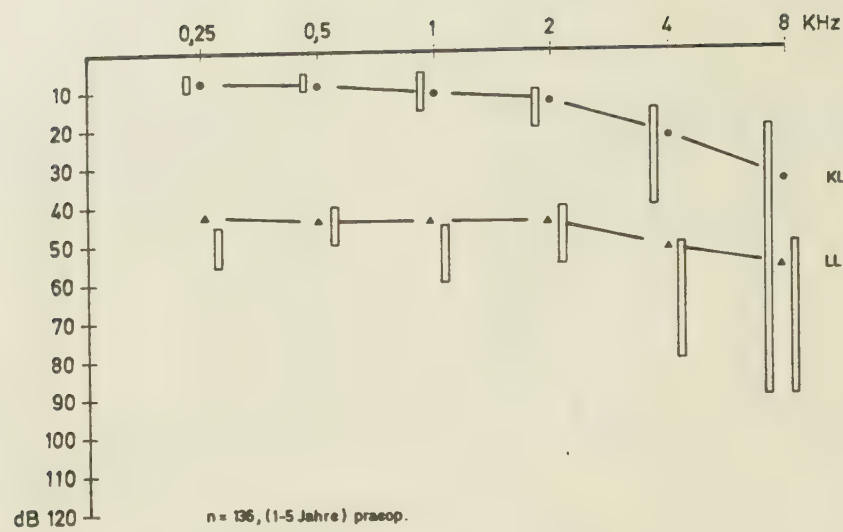


Abb. 52

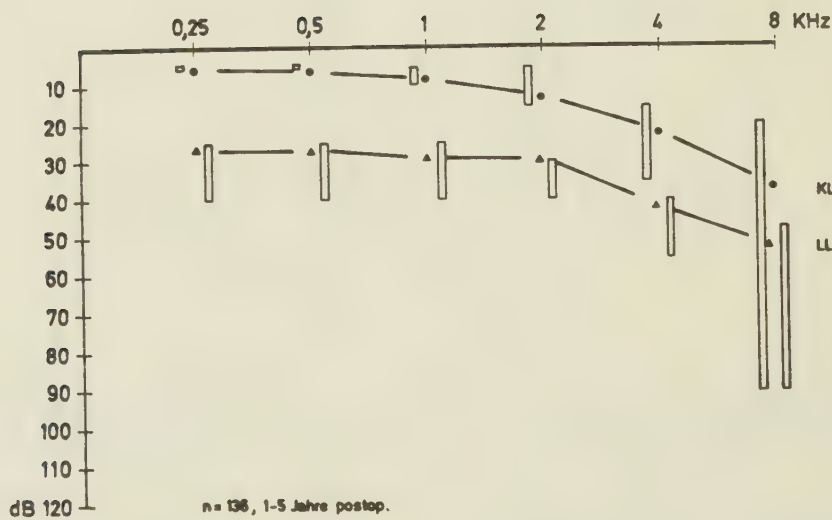


Abb. 53

TONAUDIOGRAMM-MITTELWERTKURVEN DER PATIENTENGROPPE MIT KERAMIK-COLUMELLA

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 8 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Amboß-Stapes-Ersatz.																												
präoperativ n = 67													1/4 Jahr postop. n = 67								1 Jahr postop. n = 47							
kHz	0.25	0.5	1	2	4	8									0.25	0.5	1	2	4	8	0.25	0.5	1	2	4	8		
	50%	75%	50%	75%	50%	75%									50%	75%	50%	75%	50%	75%	50%	75%	50%	75%	50%	75%		
KNOCHEN- LEITUNG	5	6.3	5	9.2	10	15.8	5	4.2	5	6.9	5	10.8	5	4.8	5	5.5	5	6.1	5	11.3	0	5	5	5	15	25		
	5	6.3	5	9.2	10	15.8	5	4.2	5	6.9	5	10.8	5	4.8	5	5.5	5	6.1	5	11.3	0	5	5	5	15	25		
LUFTLEITUNG	45	46.3	45	46.5	45	51.6	30	33.3	30	34.5	30	45.4	25	30.3	30	29.7	30	31.8	30	30.9	25	25	30	30	40	45		
	45	46.3	45	46.5	45	51.6	30	33.3	30	34.5	30	45.4	25	30.3	30	29.7	30	31.8	30	30.9	25	25	30	30	40	45		
KNOCHEN- LEITUNG	5	6.3	5	10	10	20									5	6.3	5	10	10	20								
	5	6.3	5	10	10	20									5	6.3	5	10	10	20								
LUFTLEITUNG	45	45.8	45	45.5	45	56.5									45	45.8	45	45.5	45	56.5								
	45	45.8	45	45.5	45	56.5									45	45.8	45	45.5	45	56.5								

Tab. 7

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 8 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Amboß-Stapes-Ersatz.																										
präoperativ n = 15													3 Jahre postop. n = 15													
kHz	0.25	0.5	1	2	4	8									0.25	0.5	1	2	4	8						
	50%	75%	50%	75%	50%	75%									50%	75%	50%	75%	50%	75%						
KNOCHEN- LEITUNG	5	6	5	7.7	5	13.3	5	5	5	7.3	5	14.3	5	5	5	7.3	5	8.7	5	14.3	5	5	5	10	20	
	5	6	5	7.7	5	13.3	5	5	5	7.3	5	14.3	5	5	5	7.3	5	8.7	5	14.3	5	5	5	10	20	
LUFTLEITUNG	30	36.3	30	38.3	30	44.3	25	25	25	26.7	25	26.7	25	25	25	26.7	25	26.7	25	26.7	25	25	25	30	35	
	30	36.3	30	38.3	30	44.3	25	25	25	26.7	25	26.7	25	25	25	26.7	25	26.7	25	26.7	25	25	25	30	35	
KNOCHEN- LEITUNG	5	4.5	5	5	5	12.5									0	2.5	0	2.5	0	10						
	5	4.5	5	5	5	12.5									0	2.5	0	2.5	0	10						
LUFTLEITUNG	40	45.5	40	41.5	40	52.5									17.5	22	17.5	21	17.5	21						
	40	45.5	40	41.5	40	52.5									17.5	22	17.5	21	17.5	21						

Tab. 8

Tonaudiogramm-Mittelwerte mit 50%- und 75%-Grenze über 8 Frequenzen für Tympanoplastik Typ III mit Hammer-Amboß-Stapes-Ersatz.																											
präoperativ n = 13													5 Jahre postop. n = 13														
kHz	0.25	0.5	1	2	4	8													0.25	0.5	1	2	4	8			
	50%	75%	50%	75%	50%	75%													50%	75%	50%	75%	50%	75%			
KNOCHEN- LEITUNG	5	18,5	5	18,8	5	27,7	5	5	5	13,8	5	14,6	5	5	5	13,5	5	14,6	5	5	5	15	25				
	10	10	15	20	45	90													15	15	15	30	60	90			
LUFTLEITUNG	45	46,5	45	48,8	45	60,4	25	25	25	32,3	25	32,3	25	25	25	32,3	25	32,3	25	25	25	30	35				
	55	55	55	50	70	90													30	35	50	45	90	90			
alle präoperativ n = 136																											
kHz	0.25	0.5	1	2	4	8													0.25	0.5	1	2	4	8			
	50%	75%	50%	75%	50%	75%													50%	75%	50%	75%	50%	75%			
KNOCHEN- LEITUNG	5	11,3	5	13,7	5	22,9	5	5	5	12,6	5	12,6	5	5	5	12,6	5	12,6	5	5	5	15	20				
	10	10	15	20	40	90													15	15	15	30	60	90			
LUFTLEITUNG	45	44,5	45	44,6	45	52,6	25	25	25	29,2	25	29,2	25	25	25	29,2	25	29,2	25	25	25	30	35				
	55	50	60	55	80	90													40	40	40	40	55	90			
1 - 5 Jahre postop. n = 136																											
kHz	0.25	0.5	1	2	4	8													0.25	0.5	1	2	4	8			
	50%	75%	50%	75%	50%	75%													50%	75%	50%	75%	50%	75%			
KNOCHEN- LEITUNG	5	6,1	5	7,8	5	12,6	5	5	5	10	5	10	5	5	5	10	5	10	5	5	5	15	20				
	10	10	15	20	40	90													15	15	15	30	60	90			
LUFTLEITUNG	45	27,8	45	27,6	45	29,2	25	25	25	29,3	25	29,3	25	25	25	29,3	25	29,3	25	25	25	30	35				
	55	40	40	40	40	55													40	40	40	40	55	90			

Tab. 9

Beispiel (siehe Abbildung 49 und Tabelle 8 untere Bildhälfte):
 10 Patienten finden sich in der Gruppe C 4, das bedeutet, daß die Liegezeit ihrer Hammer-Amboß-Stapesprothese bzw. Columella zum Zeitpunkt dieser Auswertung 4 Jahre betrug. Bei der Frequenz 4000 Hertz im präoperativen Audiogramm betrug der Mittelwert des Hörvermögens dieser Patienten für die Knochenleitung 13.5 dB. 50% dieser Patienten, das sind hier die Patienten 1 - 5 (Median) lagen bei dieser Frequenz durchschnittlich bei 12.5 dB, 75% der Patienten, das entspricht den Patienten 1 - 8 oder dem 3. Quartil, hatten einen Hörverlust von 15 dB im Mittel. Für diese Berechnung mußten die Schalldruckwerte der Patienten zunächst ihrer Größe nach geordnet werden. Ausreißer entziehen sich bei dieser Methode der Beurteilung.

3.2. ÄNDERUNG DER SCHALLEITUNG

Für die in den Abbildungen 54 - 68 gewählte Darstellungsweise der Änderung der Schalleitung von postoperativ gegenüber präoperativ fand das folgende Verfahren Anwendung.

Zunächst wurden für jeden Patienten die Differenzen der Schalldruckwerte bei 500, 1000 und 2000 Hertz für Luft- und Knochenleitung gebildet. Diese drei Differenzen aller einer Untergruppe zugehörigen Patienten wurden jeweils addiert und die arithmetischen Mittelwerte errechnet. Diese Mittelwerte bei den drei Frequenzen des Hauptsprachbereichs sind in den Abbildungen als untere Linie für die präoperative und als obere Linie für die postoperative Schalleitung eingezeichnet. Die Änderung der Schalleitung entspricht dem schraffierten Feld zwischen beiden Kurven. Fallzahl und Nachbeobachtungszeitraum sind den einzelnen Abbildungen zu entnehmen.

Ist der Abstand zwischen oberer und unterer Kurve groß, so ist dies Ausdruck eines größeren Hörgewinns als bei geringem Abstand zwischen beiden Kurven. Daneben muß berücksichtigt werden, in welchem Schalldruckbereich die postoperative Änderung erfolgt. Bei einigen Untergruppen war im Mittel ein Anstieg der Schalleitung von 40 auf 20 dB zu verzeichnen, in anderen Gruppen liegt die Änderung beispielsweise im Mittel

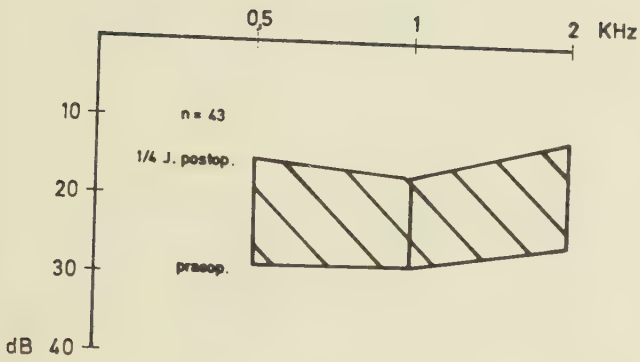


Abb. 54

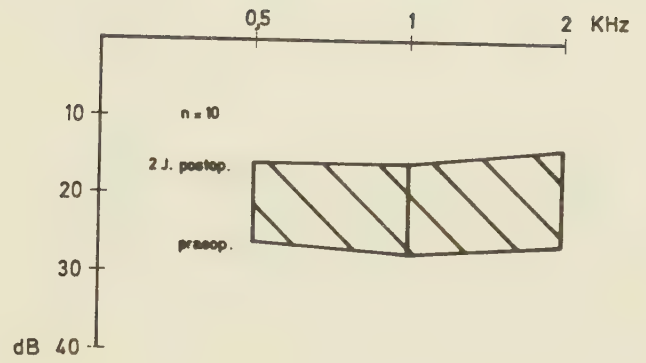


Abb. 55

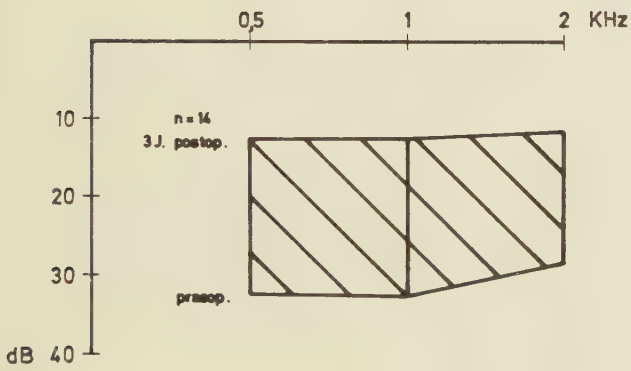


Abb. 56

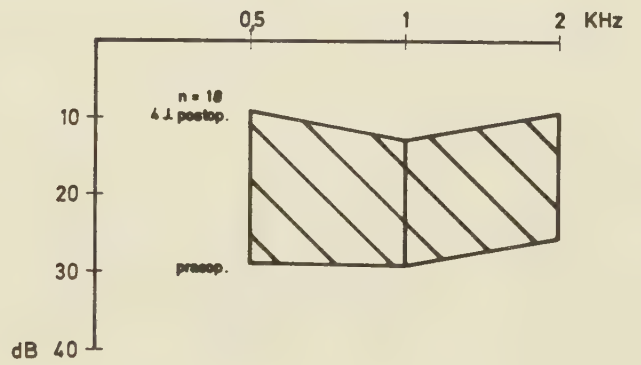


Abb. 57

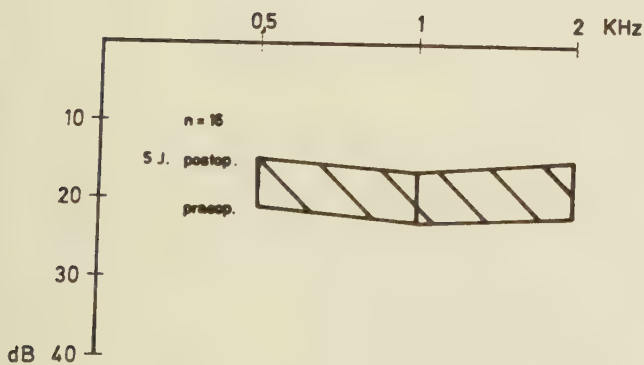


Abb. 58

ÄNDERUNG DER SCHALLEITUNG VON POSTOPERATIV GEGENÜBER PRÄOPERATIV BEI DER PATIENTENGRUPPE MIT KERAMIK-KONUS (AMBOSS-ERSATZ, 1 - 5 Jahre Implantatliegezeit)

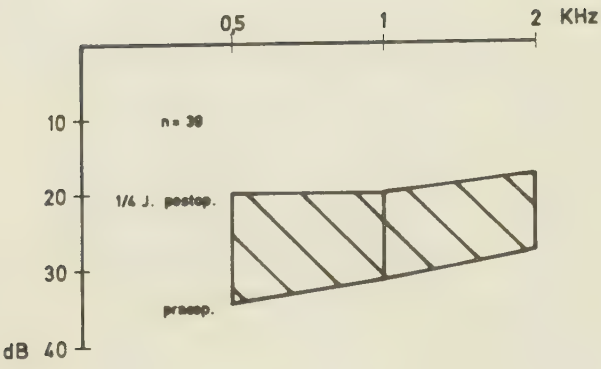


Abb. 59

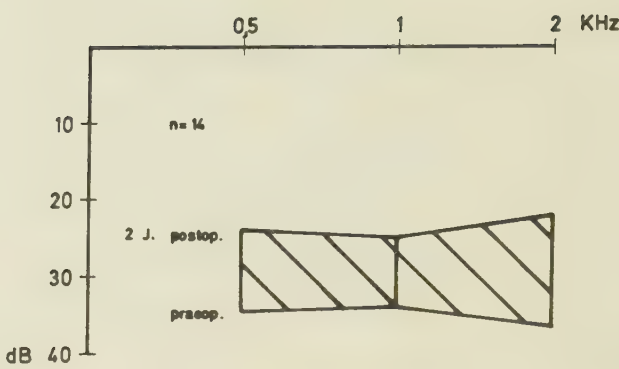


Abb. 60

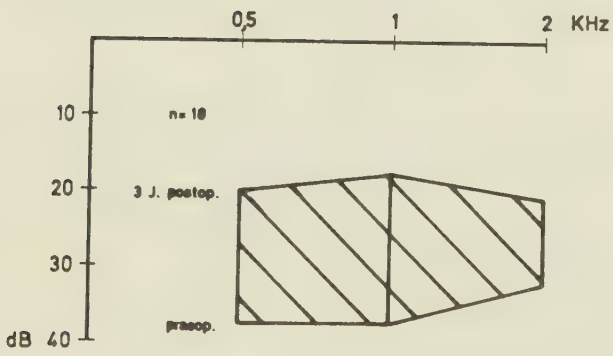


Abb. 61

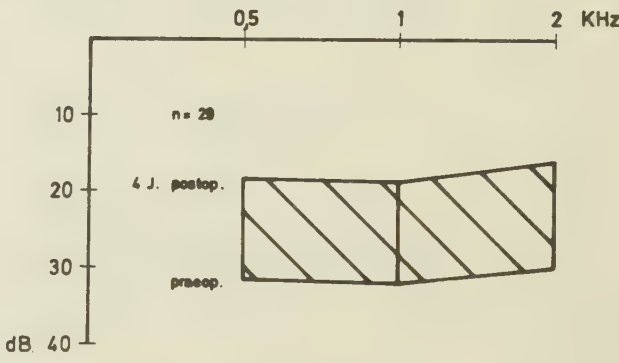


Abb. 62

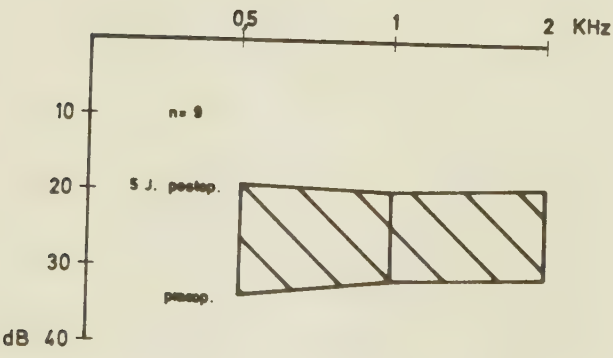


Abb. 63

ÄNDERUNG DER SCHALLEITUNG VON POSTOPERATIV GEGENÜBER PRÄOPERATIV BEI DER PATIENTENGRUPPE MIT KERAMIKSTEIGBÜGELERHÖHUNG (HAMMER-AMBOSS-ERSATZ, 1 - 5 Jahre Implantatliegezeit)

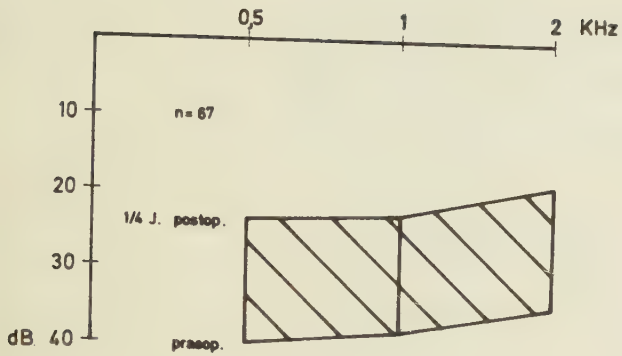


Abb. 64

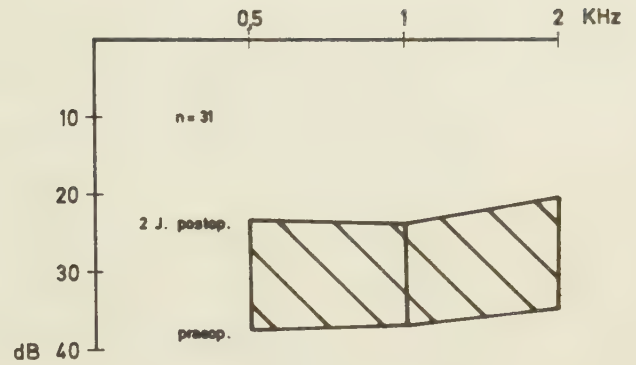


Abb. 65

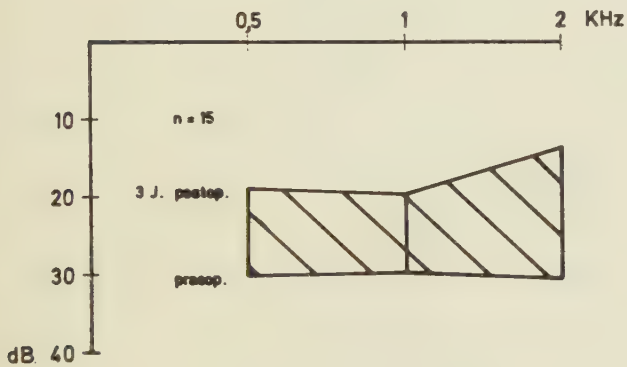


Abb. 66

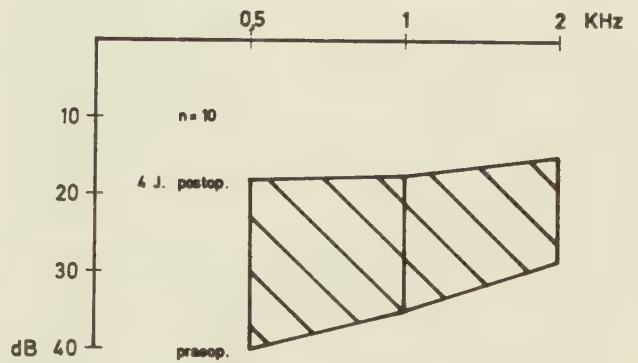


Abb. 67

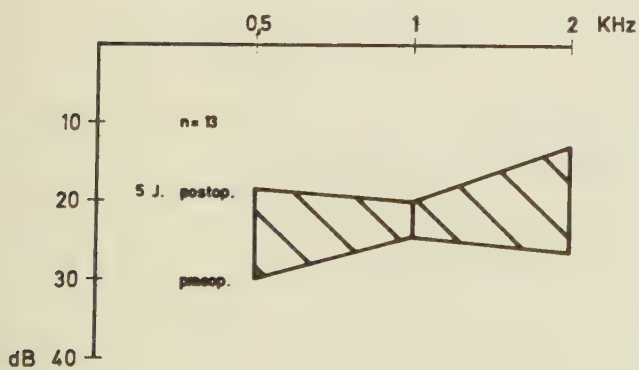


Abb. 68

ÄNDERUNG DER SCHALLEITUNG VON POSTOPERATIV GEGENÜBER PRÄOPERATIV BEI
DER PATIENTENGRUPPE MIT KERAMIK-COLUMELLA (HAMMER-AMBOSS-STAPES-ERSATZ,
1 - 5 Jahre Implantatliegezeit)

in einem Bereich zwischen 28 und 8 dB. Bei beiden Gruppen ist der Anstieg der Schalleitung jeweils 20 dB groß, jedoch im zweiten Beispiel liegt absolut gesehen ein günstigeres Ergebniss vor.

Um nun eine quantitative Vorstellung über diesen Änderungsbereich in dB zu erhalten, wurde eine andere Darstellung gewählt. Sie ist graphisch und numerisch den Abbildungen 69, 70 und 71 zu entnehmen.

Der Mittelwert aus den bei den Frequenzen 0.5, 1 und 2 kHz präoperativ gemessenen Schalldruckdifferenzen für Knochen- und Luftleitung jedes Patienten wurde einer der Klassen von 0 bis 60 dB (Klassenbreite 10 dB) zugeordnet. Ebenso wurde mit dem postoperativen Mittelwert verfahren. Nun läßt sich in den Graphiken ablesen, wie viele Patienten präoperativ bzw. postoperativ (letzter Nachschautermin) den einzelnen Klassen zugeordnet waren. Bei den drei Patientenkollektiven läßt sich feststellen, daß sich die präoperativen Gipfel zwischen 30 und 40 dB postoperativ in niedrigere Bereiche, das heißt Bereiche geringerer Schalleitung, verschieben.

Legt man eine gedachte Linie zwischen die Klassen bis 30 dB und ab 31 dB, so resultieren für die Gruppe mit Amboßersatz präoperativ in der Klasse bis 30 dB 64.4%, postoperativ in derselben Klasse jedoch 91.1% der Patienten. In der Gruppe mit Hammer-Amboßersatz ist das Verhältnis 41.1% : 80.8%, in der Gruppe mit Hammer-Amboß-Stapesersatz beträgt es 30.9% : postoperativ 70.6%.

Dies demonstriert anschaulich die absolute Änderung der Schalleitungskomponente von präoperativ nach postoperativ. Ebenso deutlich wie die postoperative Zunahme der Schalleitungskomponenten in den günstigeren Klassen bis 30 dB sind die Abnahmequoten in den hohen Bereichen ab 31 bis 60 dB. In dieser unteren Klassenhälfte finden sich postoperativ in Gruppe 1 (Abb. 69) nur noch 8.9% der Patienten, in Gruppe 2 (Abb. 70) noch 19.2% und in Gruppe 3 (Abb. 71) noch 29.4% der Patienten.

Die in den Abbildungen 69 - 71 unten angegebenen Zahlenwerte geben in der Fußzeile auch Aufschluß über die Zusammensetzung des postoperativen Gesamtergebnisses aus den verschiedenen



KERAMIK-AMBOSS-IMPLANTAT (Ceravital[®])
SCHALLEITUNGSKOMPONENTE

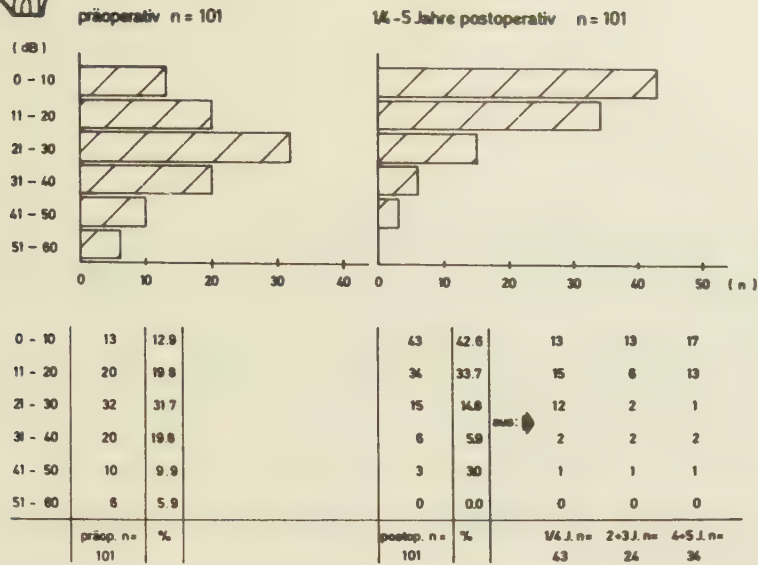


Abb. 69



KERAMIK-HAMMER-AMBOSS-IMPLANTAT (Ceravital[®])
SCHALLEITUNGSKOMPONENTE

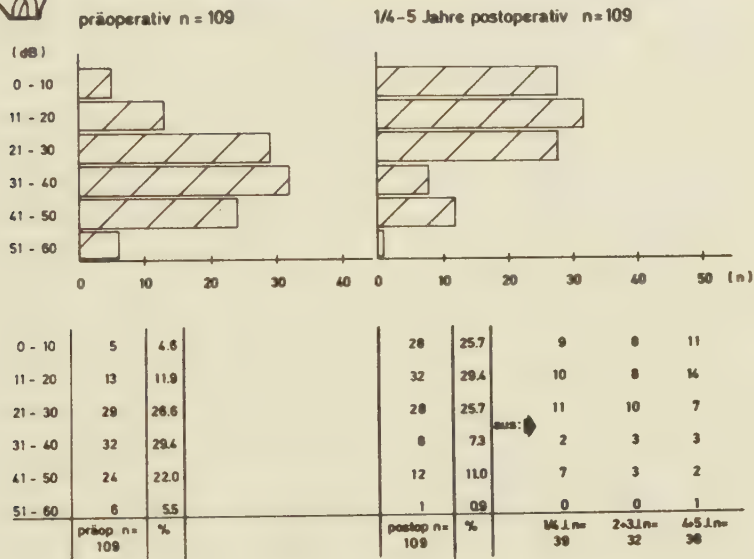


Abb. 70



KERAMIK-HAMMER-AMBOSS-STAPES-IMPLANTAT (Ceravital[®])
SCHALLEITUNGSKOMPONENTE

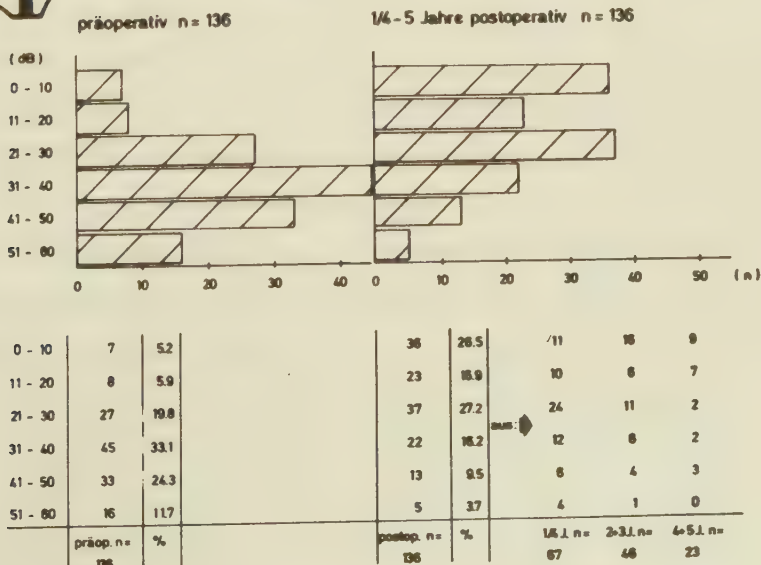


Abb. 71

Einzelnachbeobachtungszeitpunkten. Dabei wurden die Untergruppen 2 + 3 Jahre und 4 + 5 Jahre zusammengefaßt.

Die Auftrennung in Untergruppen ist hier lediglich der Vollständigkeit wegen angegeben, eignet sich jedoch nicht zum direkten Vergleich mit dem präoperativen Gesamtergebnis jeder Gruppe. Ein solcher Vergleich ist nur mit identischen Patientenzahlen erlaubt und aussagekräftig.

3.3. ÄNDERUNG VON KNOCHEN- UND LUFTLEITUNG

Da die Innenohrleistung der im Rahmen einer Tympanoplastik Typ III mit Ceravitalprothesen versorgten Patienten nicht in erster Linie Gegenstand der Untersuchungen sein soll, der Operationserfolg aber mit dadurch bestimmt wird, daß das Innenohrhörvermögen durch die Operation keine Verschlechterung erfährt, soll die Darstellungsweise der Änderung der Knochenleitung, wie sie in den Abbildungen 72 und 73 - 90 demonstriert ist, für die hier erforderlichen Betrachtungen genügen.

In den Abbildungen 73 - 90 ist eine 0 dB-Marke zu erkennen. Über die bereits bekannten 6 Frequenzen wurden Mittelwerte aus den Differenzen des post- und präoperativen Knochenleitungshörens eingezeichnet, deren Verlauf in Bezug auf die 0 dB-Linie interessiert. Befindet sich die Kurve des Knochenleitungshörens zum jeweiligen Nachbeobachtungszeitraum gegenüber präoperativ unterhalb der 0 dB-Linie, so ist dieses Phänomen als Anstieg der Innenohrleistung nach der Operation zu bewerten, liegt die Kurve, oder liegen Teile davon, wie es bei den höheren Frequenzen von 4 und 8 kHz häufig der Fall ist, oberhalb der Linie, so handelt es sich im Mittel bei diesen Patienten um einen Abfall der Innenohrleistung bzw. eine verminderte Knochenleitung

Im folgenden muß der Begriff "Anstieg" der Knochenleitung, da es sich um die Untersuchung von Differenzen handelt, als Ausdruck einer im positiven dB-Bereich befindlichen Differenz des Knochenleitungshörens verstanden werden, entspricht also einer meist geringfügigen Verbesserung der Knochenleitung. Wie sich die minimale postoperative Verbesserung der Knochenleitung über die Frequenzen und innerhalb der drei Patientenkollektive verteilt, zeigt die folgende Abbildung:

Mittlerer Anstieg der Knochenleitung in dB nach Tympanoplastik Typ III

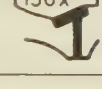
Differenz 1/4 Jahr postop. - präop. (bzw. letzt - präop.)						
Gr. 1 101x 	2.5	2.2	2.2	1.4	1.3	1.3
	(2.0	1.1	1.4	0.3	0.5	0.6)
Gr. 2 109x 	2.0	2.0	4.0	3.0	5.0	0.0
	(2.0	1.9	3.4	3.7	5.3	1.6)
Gr. 3 136x 	3.4	3.4	4.1	2.3	3.1	-2.1
	(2.3	2.6	3.3	1.1	1.5	-1.2)
Frequenz in kHz	0.25	0.5	1	2	4	8

Abb. 72

Den mittleren Anstieg der Knochenleitung nach der Tympanoplastik Typ III einmal von einem Vierteljahr postoperativ gegenüber präoperativ und zweitens zum Zeitpunkt der letzten Nachkontrolle gegenüber präoperativ (Angaben in Klammern) zeigt diese Abbildung.

Die Änderung innerhalb aller Patientenkollektive und zu allen Nauchuntersuchungsterminen beträgt nach einem Vierteljahr zwischen maximal minus 2.1 dB und 5.0 dB, durchschnittlich 2.3 dB. Zum Zeitpunkt der letztmöglichen Nachuntersuchung liegt die Änderung bei zwischen minus 1.2

und 5.3 dB, im Mittel bei 1.8 dB. Einzelne Ergebnisse sind der Abbildung zu entnehmen.

Verschlechterungen der Innenohrleistung sind innerhalb der zusammengefaßten Nachbeobachtungszeitpunkte gegenüber dem kurzfristigen Befund nach einem Vierteljahr post operationem nicht zu verzeichnen.

Die geringeren Anstiege bzw. auch leichten Abfälle des Knochenleitungshörens bei 4 und 8 kHz erklären sich einerseits durch die schon präoperativ bestehende relativ schlechte Innenohrleistung der Patienten bei den hohen Frequenzen (siehe Mittelwertaudiogramme), und andererseits muß auch das Durchschnittsalter der Patienten von mehr als 39 Jahren zum Zeitpunkt der Operation im Hinblick auf eine physiologische Presbyakusis mitberücksichtigt werden.

Die hier vorgestellten Daten beziehen sich als Durchschnittswerte immer auf die Patientenkollektive, Anstiege von bis zu 60 dB bzw. ein Abfallen der Innenohrleistung von bis zu 25 dB wurden in Einzelfällen beobachtet.

Auf den drei folgenden Seiten finden sich die Abbildungen 73 - 90, die auch bei der im nächsten Abschnitt behandelten Betrachtung der Luftleitung als Grundlage dienen.

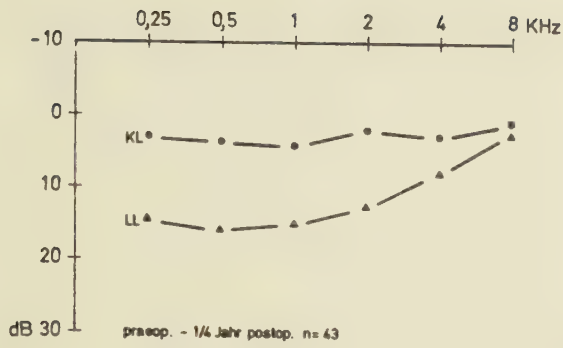


Abb. 73

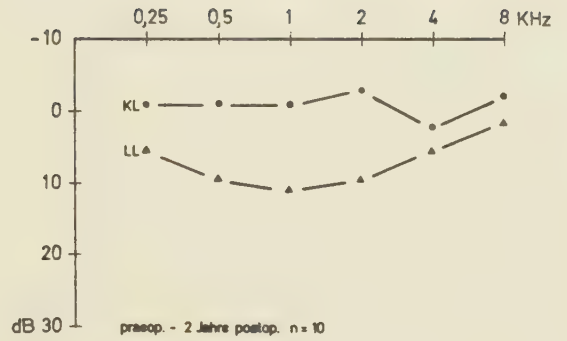


Abb. 74

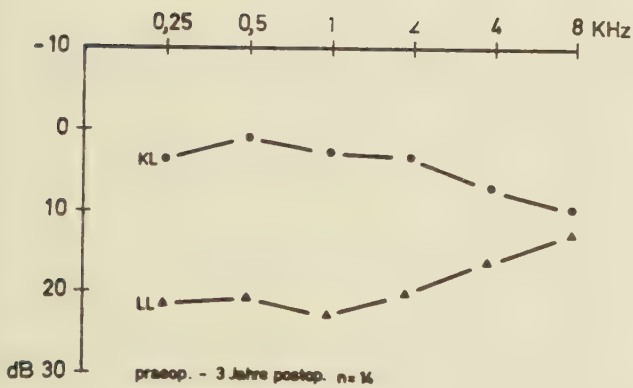


Abb. 75

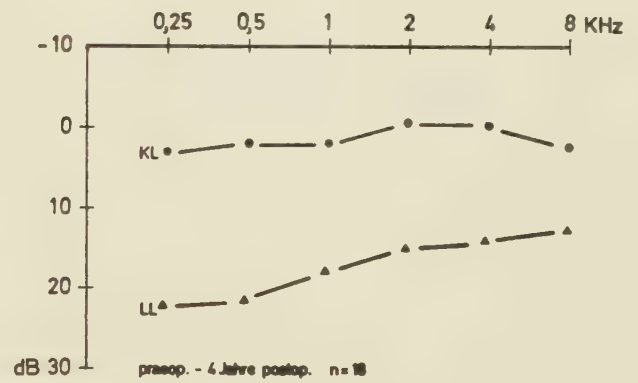


Abb. 76

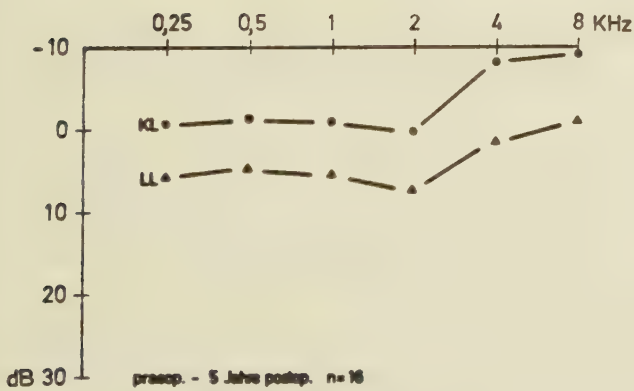


Abb. 77

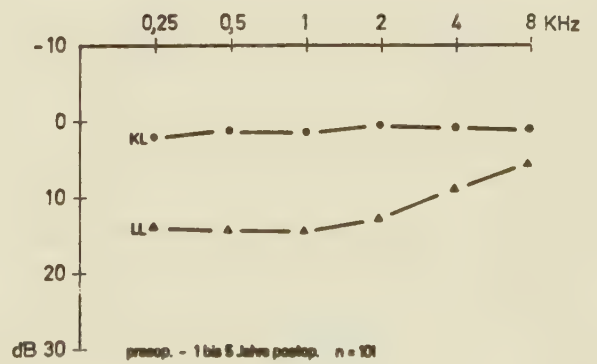


Abb. 78

ÄNDERUNG DER KNOCHEN- UND LUFTLEITUNG VON POSTOPERATIV GEGENÜBER PRÄ-
OPERATIV BEI DER PATIENTENGRUPPE MIT AMBOSS-ERSATZ, Implantatliegezeit
1 - 5 Jahre

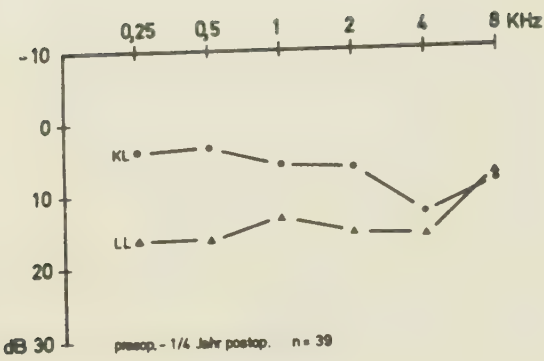


Abb. 79

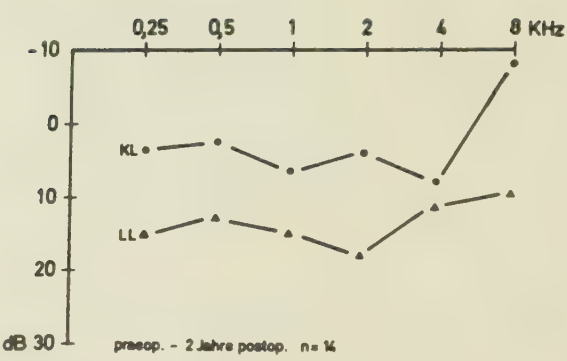


Abb. 80

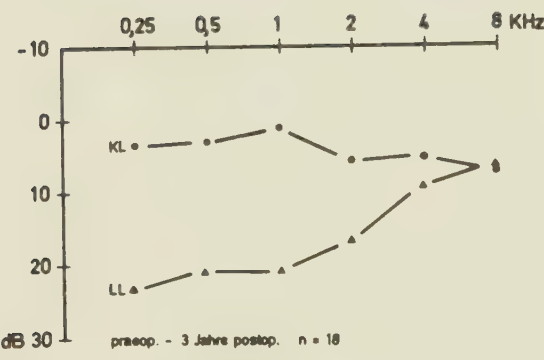


Abb. 81

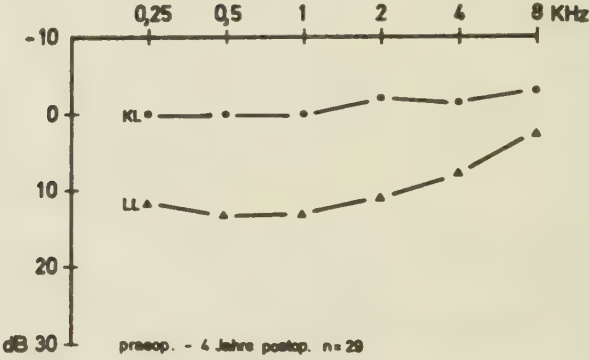


Abb. 82

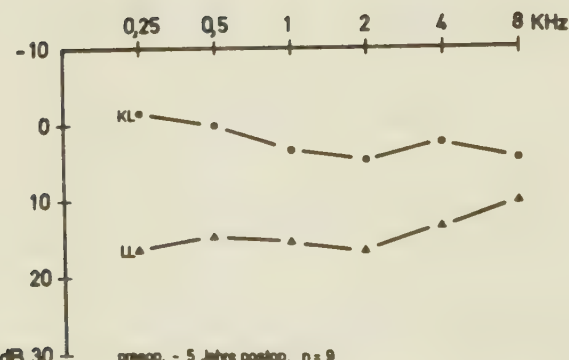


Abb. 83

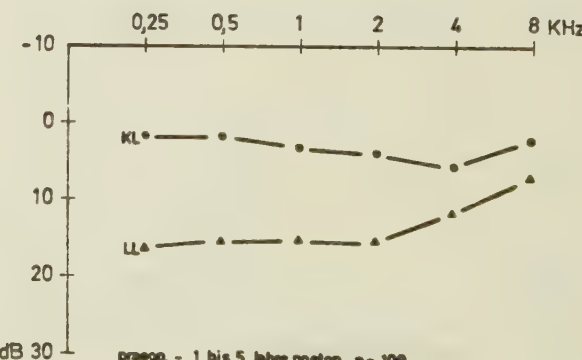


Abb. 84

ÄNDERUNG DER KNOCHEN- UND LUFTLEITUNG VON POSTOPERATIV GEGENÜBER PRÄ-
OPERATIV BEI DER PATIENTENGROPPE MIT HAMMER-AMBOSS-ERSATZ, Implantat-
liegezeit 1 - 5 Jahre

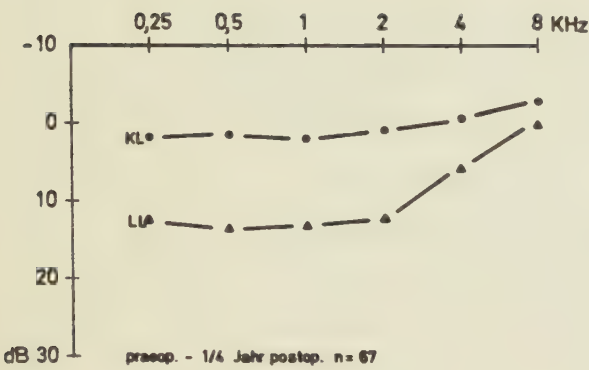


Abb. 85

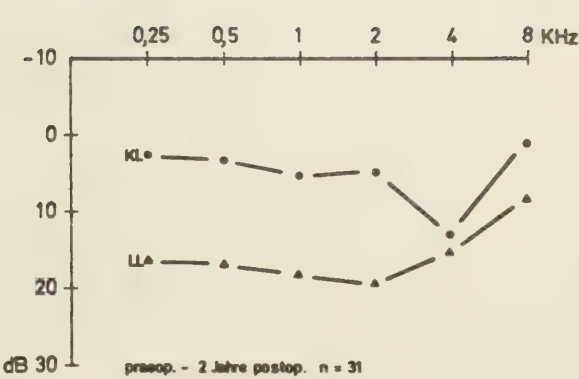


Abb. 86

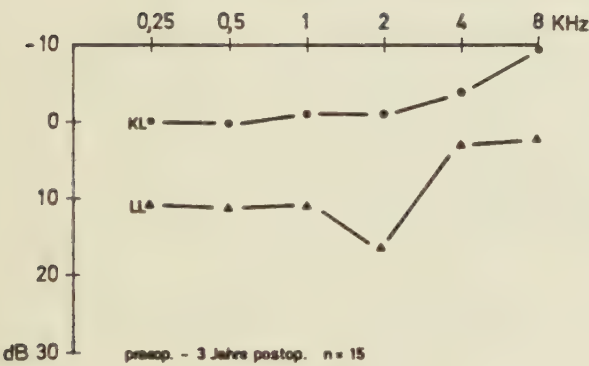


Abb. 87

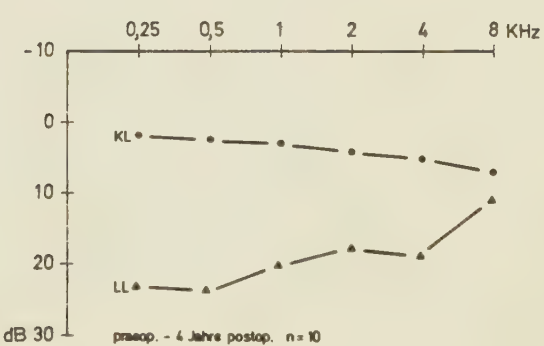


Abb. 88

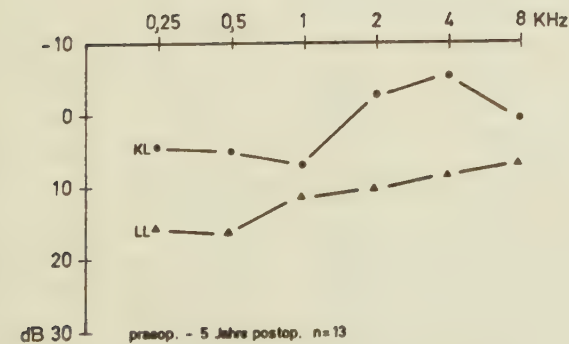


Abb. 89

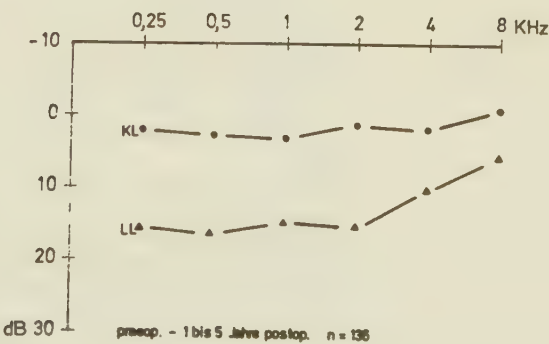


Abb. 90

ÄNDERUNG DER KNOCHEN- UND LUFTLEITUNG VON POSTOPERATIV GEGENÜBER PRÄ-
OPERATIV BEI DER PATIENTENGRUPPE MIT HAMMER-AMBOSS-STAPES-ERSATZ,
Implantatliegezeit 1 - 5 Jahre

Der in den Abbildungen 73 - 90 dargestellten Änderung der Luftleitung liegt prinzipiell das gleiche Rechenverfahren, das bei der Änderung der Knochenleitung schon vorgestellt wurde, zugrunde. Auch hier finden sich die Ergebnisse aufgetrennt nach den drei Operationstypen und einzelnen Nachbeobachtungszeitpunkten in den Graphiken. Die durchschnittliche Gesamtänderung der Luftleitung zeigt jeweils die letzte Zeichnung einer Gruppe (Abb. 78, 84 und 90).

Auch bei der Betrachtung der Luftleitung wurde angestrebt, den mittleren Anstieg von postoperativ gegenüber präoperativ quantitativ in dB auszudrücken.

Das dafür verwendete Konzept lehnt sich an das Rechenverfahren bei der Änderung der Knochenleitung an. Maximale durchschnittliche Anstiege der Luftleitungsdifferenzen von 17 dB stehen minimalen Anstiegen von 4.9 dB gegenüber, im Mittel beträgt die Verbesserung der Luftleitung, betrachtet man alle drei Operationstypen, Untersuchungszeitpunkte und Frequenzen gemeinsam, 12.7 dB unter Berücksichtigung des Spätergebnisses der Patienten.

Mittlerer Anstieg der Luftleitung in dB nach Tympanoplastik Typ III

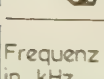
Differenz 1/4 Jahr.postop. - präop. (bzw. letzt - präop.)						
Gr. 1 101x 	14.3	14.8	14.6	12.5	7.3	4.9
	(14.3	14.7	14.8	13.1	9.1	5.8)
Gr. 2 109x 	17.0	17.0	16.0	16.0	11.0	5.0
	(17.0	16.1	15.8	15.8	11.7	6.6)
Gr. 3 136x 	16.2	16.8	15.0	14.1	10.4	6.6
	(16.1	16.7	15.1	15.5	10.4	5.7)
Frequenz in kHz	0.25	0.5	1	2	4	8

Abb. 91

Ein weiteres Verfahren eignet sich für die Untersuchung der postoperativen Änderung der Luftleitung. Dies verdeutlichen die Tabellen 10 - 18.

Die Hörprüfwerte für die Luftleitung der Patienten wurden vor und nach der Operation in Form von Mittelwerten aus 0.5, 1 und 2 kHz erfaßt. Die daraus gebildeten Differenzen wurden auf Verschlechterung bzw. Verbesserung geprüft und Klassen von minus 1 bis minus 40 dB bzw. 0 bis mehr als 40 dB zugeordnet. Die Tabellen geben für jede Patientengruppe unter Berücksichtigung der postoperativen Implantatliegezeit die Verbesserung bzw. Verschlechterung der Luftleitung nach einem Vierteljahr gegenüber präoperativ und zum letzten Nachschautermin gegenüber präoperativ in Dezibel an. Die letztgenannte Differenz dient der Verlaufskontrolle des Hörvermögens und soll die Frage beantworten, ob sich eine verbesserte Luftleitung der Patienten langfristig postoperativ halten kann. Die Prozentzahlen in den Tabellen beziehen sich jeweils auf alle Patienten des Änderungsbereiches und lassen die Aufteilung in Klassen unberührt, um ein übersichtlicheres Verhältnis zu demonstrieren.

Wie den Tabellen zu entnehmen ist, liegen zu den einzelnen Untersuchungszeitpunkten innerhalb einer Gruppe teilweise ganz unterschiedliche Ergebnisse vor; ein repräsentatives Gruppenmittel weist die jeweils letzte Tabelle mit ihrem Überblick über alle Patienten eines Kollektivs aus. So läßt sich in den Tabellen 12, 15 und 18 ein Prozentsatz von 81.2%, 90% bzw. 89.7% der Patienten ablesen, die eine mindestens gleichbleibende oder verbesserte Luftleitung von bis zu mehr als 40 dB im direkt postoperativen Audiogramm aufweisen, zieht man das letzte vorhandene Audiogramm dieser Patienten heran, so sind es sogar 85.1, 86.5 bzw. 90.5% aller Patienten, die einen postoperativen Anstieg der Luftleitung als Ausdruck einer verbesserten Mittelohr-Schalldrucktransformation nach der Operation mit bioaktiver Glaskeramik hatten.

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei AMBOSS-ERSATZ					▶ = %
verschlechtert um 31-40 dB		1			
21-30	▶ 16.3	▶ 10.3	▶ 10.0	▶ 30.0	1
11-20					
1-10	7	2	1	2	
verbessert um 0- 3 dB		3	3	2	
4-10	8	8		1	
11-20	13	6	5	2	▶ 70.0
21-30	5	3	▶ 89.7	1	
31-40	3	3		1	
>40	3	3	1		
		präop./ 1/4 J. n=43	präop./ 1 J. n=29	präop./1/4 J. n=10	präop./2 J. n=10

Tab. 10

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei AMBOSS-ERSATZ					▶ = %
verschlechtert um 31-40 dB					
21-30	▶ 21.4	▶ 7.1	1	▶ 11.0	▶ 11.0
11-20					
1-10	3	1	1	2	
verbessert um 0- 3 dB		1	1		
4-10	1	3	6	2	
11-20	2	1	3	6	▶ 89.0
21-30	3	3	6	6	
31-40	2	3		1	
>40	2	2	1	1	
		präop./ 1/4 J. n=14	präop./ 3 J. n=14	präop./1/4 J. n=18	präop./4 J. n=18

Tab. 11

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei AMBOSS-ERSATZ					▶ = %
verschlechtert um 31-40 dB		1		2	
21-30	▶ 37.5	1	▶ 25.1	1	▶ 14.9
11-20				1	
1-10	6	2	18	9	
verbessert um 0- 3 dB		3	10	9	
4-10	3	1	18	14	
11-20	1	5	24	20	▶ 85.1
21-30	4	2	18	15	
31-40		1	5	9	
>40			7	7	
		präop./ 1/4 J. n=16	präop./ 5 J. n=16	präop./1/4 J. n=101	präop./alle n=87

Tab. 12

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei		▶ = %			
HAMMER-AMBOSS-ERSATZ					
verschlechtert um 31-40 dB					
	21-30	▶ 10.2	▶ 7.7	▶ 7.1	▶ 14.3
	11-20			1	
	1-10	4	2		2
verbessert um 0- 3 dB		5	4	1	1
	4-10	7	5	2	3
	11-20	10	6	5	3
	21-30	9 ▶ 89.8	4 ▶ 92.3	1 ▶ 92.9	1 ▶ 85.7
	31-40	2	4	4	4
	>40	2	1		
		präop./ 1/4 J. n= 39	präop./ 1 J. n= 26	präop./1/4J. n=14	präop./2J. n=14

Tab. 13

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei		▶ = %			
HAMMER-AMBOSS-ERSATZ					
verschlechtert um 31-40 dB					
	21-30	▶ 0.0	▶ 11.1	▶ 17.2	▶ 17.2
	11-20			1	3
	1-10		2	4	2
verbessert um 0- 3 dB		3		2	2
	4-10	4	2	3	4
	11-20	5	7	9	11
	21-30	3 ▶ 100.0	3 ▶ 88.9	7 ▶ 82.8	5 ▶ 82.8
	31-40	1	2	3	1
	>40	2	2		1
		präop./ 1/4 J. n=18	präop./ 3 J. n=18	präop./1/4J. n=29	präop./4 J. n=29

Tab. 14

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei		▶ = %			
HAMMER-AMBOSS-ERSATZ					
verschlechtert um 31-40 dB					
	21-30	▶ 11.1	▶ 11.1	▶ 10.0	▶ 13.5
	11-20			2	3
	1-10	1	1	9	10
verbessert um 0- 3 dB				11	7
	4-10	2	2	18	16
	11-20	2	2	31	29
	21-30	4 ▶ 88.9	4 ▶ 88.9	24 ▶ 90.0	17 ▶ 86.5
	31-40			10	11
	>40			4	3
		präop./ 1/4 J. n= 9	präop./ 5 J. n= 9	präop./1/4J. n=109	präop./alle n= 96

Tab. 15

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei		▶ = %			
HAMMER-AMBOSS-STAPES-ERSATZ					
verschlechtert um 31-40 dB					
	21-30	3 ▶15.0	2 ▶12.8	▶ 9.7	1 ▶ 9.7
	11-20	2			
	1-10	5	4	3	2
verbessert um 0- 3 dB		7	2	1	2
	4-10	12	6	6	6
	11-20	16 ▶85.0	17 ▶87.2	8 ▶90.3	4 ▶90.3
	21-30	14	9	8	10
	31-40	3	3	2	4
	>40	5	4	3	2
		präop./ 1/4 J. n = 67	präop./ 1 J. n = 47	präop./1/4J. n = 31	präop./ 2J. n = 31

Tab. 16

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei		▶ = %			
HAMMER-AMBOSS-STAPES-ERSATZ					
verschlechtert um 31-40 dB					
	21-30	▶ 6.7	▶ 6.7	▶ 0.0	1 ▶10.0
	11-20				
	1-10	1	1		
verbessert um 0- 3 dB		1	3	1	
	4-10	3	4	1	1
	11-20	7 ▶93.3	4 ▶93.3	3 ▶100.0	3 ▶90.0
	21-30	1	2	5	3
	31-40	2			1
	>40		1		1
		präop./ 1/4 J. n = 15	präop./ 3 J. n = 15	präop./1/4J. n = 10	präop./4 J. n = 10

Tab. 17

ÄNDERUNG DER LUFTLEITUNG bei		▶ = %			
HAMMER-AMBOSS-STAPES-ERSATZ					
verschlechtert um 31-40 dB					
	21-30	▶ 0.0	▶ 0.0	3 ▶10.3	3 ▶9.5
	11-20			2	1
	1-10			9	7
verbessert um 0- 3 dB		5	4	15	11
	4-10	1	5	23	22
	11-20	4 ▶100.0	1 ▶100.0	38 ▶89.7	27 ▶90.5
	21-30	3	1	31	25
	31-40		2	7	12
	>40			8	8
		präop./ 1/4 J. n = 13	präop./ 5 J. n = 13	präop./1/4J. n = 136	präop./alle n = 116

Tab. 18

Das langfristige Luftleitungshören hatte sich gegenüber einem Vierteljahr post operationem bei 5 von 15 Patientenuntergruppen in durchschnittlich 7.5% der Fälle verbessert, bei 6 Untergruppen hatte sich keine Veränderung ergeben, in 4 von 15 Untergruppen war langfristig eine durchschnittliche Verschlechterung der Luftleitung in 12% der Fälle, und zwar unabhängig vom Implantattyp, eingetreten.

Das Resultat, daß 11 von 15 Patientenuntergruppen (73%) langfristig ein genauso gutes oder gar um bis zu mehr als 40 dB besseres Luftleitungshören aufweisen als direkt nach der Operation, spricht für ein stabiles Hörvermögen der Patienten und eine ungestörte Schalldrucktransformation über die Ceravital-Prothese.

4. VERGLEICH DER ERGEBNISSE NACH REKONSTRUKTION DER SCHALLEITUNGSKETTE MIT CERAVITAL-PROTHESEN MIT ERGEBNISSEN NACH VERWENDUNG ANDERER MATERIALIEN BEI DER TYMPANOPLASTIK

Verfahren zur Standardisierung funktioneller und audiologischer Ergebnisse nach Tympanoplastik Typ III wurden angegeben (15,50,54,93) .

Ebenso wurden Vorschläge zur computergesteuerten Auswertung und Befundung der klinischen Ergebnisse und des Hörvermögens der Patienten nach Rekonstruktion der Schallleitungskette gemacht (93,102) .

Trotz dieser Bemühungen gestaltet sich ein intra-disziplinärer Vergleich der postoperativen Befunde schwierig. Die Ursache dafür liegt darin, daß die meisten Autoren sich heute bei der Publikation ihrer Ergebnisse noch nicht an ein standardisiertes Verfahren halten.

Es ist weder sinnvoll noch aussagekräftig, ja beinahe unzulässig, Ergebnisse miteinander zu vergleichen, denen unterschiedliche Tympanoplastik-Typen oder große unterschiedliche Nachbeobachtungszeiträume zugrunde liegen, verschiedene Operationstechniken, unterschiedliche Operationserfahrung,

ein- oder zweizeitige Operationsplanung und andere Kriterien.

Plester (61) schreibt 1980: Die außerordentlich vielen und unterschiedlichen Parameter, nach denen die Ergebnisse dokumentiert wurden, lassen eine vergleichende Darstellung heute nicht mehr zu.

Wir wollen uns bei der Dokumentation unserer Ergebnisse Plester anschließen und statistische Daten eines großen Patientengutes gegenüber Kontrollen, die über mehrere Jahre reichen, also Langzeitergebnissen, zurückstellen, um so die Zuverlässigkeit der gewählten Methode zu demonstrieren. Aus diesem Grunde und auf Grund der Tatsache, daß ein übersichtlicher Vergleich der Ergebnisse in der uns zugänglichen Literatur nicht beschrieben ist, soll sich ein in tabellarischer Form gehaltener Autoren-Vergleich anschließen. Als Auswahlkriterien der zitierten Literatur wurden zugrunde gelegt:

- Operationsmethode der Tympanoplastik Typ III nach Wullstein
- Verwendung homologer, autologer, alloplastischer und allogener Rekonstruktionsmaterialien
- Mindestnachbeobachtungszeit von 2 Jahren post operationem
- Rückdatierung der Publikation nicht vor 1960 mit Schwergewicht auf Literatur der letzten 10 Jahre
- Westeuropäischer und angloamerikanischer Sprachraum.

Der folgenden Tabelle ist der Vergleich der Ergebnisse nach Tympanoplastik Typ III unter Verwendung verschiedener Implantatmaterialien zu entnehmen. Nicht publizierte Daten sind mit dem Vermerk - k.A. - (keine Angabe) versehen.

AUTOR	LIT.	JAH	PAT.ZAHL N =	NACHBEOB- ACHTUNG IN JAHREN	REKONSTR.- MATERIAL	EXTRUSION %	REZ.PERF. %	SOZ c
B. PROCTOR	(64)	1960	44	1 - 2	k. A.		21	
O. BANDTLOW	(3)	1960	300	3	homologe Oss.		6	
C.R. PFALTZ	(54)	1962	164 / 54	2 / 4	homologe Oss. / Mastoidcor ticalis			
H.G. SCHMITT	(80)	1967	147 / 47	1 / 4	Bindegewebe - Draht / Kunststoff			
H. RATH	(66)	1967	48	2	Knochen / Polyäthylen		5	
G. RENTZSCH	(78)	1970	82	4 - 9	k. A.			
K. LEE	(49)	1971	358	2 - 7	Knochen / Knorpel			
H. FALKENTHAL	(13)	1971	164	1 - 4	homologe Oss.		10	
C.R. PFALTZ	(56)	1975	252	2 - 10	Tragusknorpel		6	$\bar{x}$
N. A. KHAN	(42)	1978	146	3	homologe Oss.			
U. FISCH	(16)	1978	146 39	1 1	homologe Oss. / Polyäthylen TORP	8		
P. STRAUSS	(94,95)	1979	121	2 1	homol. Ambosse / Plastipore - TORP	4 15		
C. GAVILÁN	(20)	1981	121 / 70	0.5 - 6	auto- / homologe Oss. / TORP			
D. PLESTER	(62)	1981	47 / 65	2	Aluminiumoxid - Interpos. / - Colum.			
G.D. SMYTH	(91)	1982	28 116	1 / 5	PORP / TORP	11 13		
J. KNOTHE	(45)	1983	193	1 - 10	k. A.			39
D. BRACKMANN	(8)	1984	465 / 471	4.5	PORP / TORP	6 / 8		
UNIV-KLINIK MAINZ INAUG. DISS.		1984	346	0.5 - 5	Ceravital - Keramik	4	11	über Luftlei Schall

GEHÖR- %	SCHALLEITUNGS- KOMPONENTE IN dB BEI % PAT.	KNOCHEN- LEITUNG ÄNDERUNG	HÖRGE- WINN IN dB
	- 30 52 %		$\bar{x}$ 11 dB
	- 15 43 % - 30 79 % > 30 21 %	-10 dB schl. 10% -20 dB " 10% >21 dB " 22%	
35	- 15 2 / 0 % - 35 29 / 55 % > 35 69 / 45 %		$\bar{x}$ 15 dB bei 26 % Pat.
	$\bar{x}$ (0.5/1/2 kHz) 100% 25 / 25 dB	$\bar{x}$ verbessert um 0.1 / 5 dB	
			0 dB 21% -20 35% -30 19% >30 25%
		- 8 dB verb. 68% -16 dB " 32% - 8 dB schl. 50% >16 dB " 11%	
	< 20 40 %	$\bar{x}$ 10 dB schl. 23% $\bar{x}$ 8 dB verb. 22%	
			-10 dB 41% -30 " 83% >30 " 6%
45	- 10 16 % > 10 27 % > 20 57 %		
37			$\bar{x}$ 19 dB
	- 30 $\bar{x}$ 71 % - 15 $\bar{x}$ 27 % - 30 $\bar{x}$ 85 %		$\bar{x}$ 25 dB
	$\bar{x}$ (0.5/1/2 kHz) 100% 28 dB $\bar{x}$ " 20 dB	bei 1682 Pat. $\bar{x}$ > 15 dB schl. 3% > 15 dB verb. 5%	
			-30 dB 61% >30 dB 8%
	- 10 40 / 25 % 11-30 51 / 65 % > 30 9 / 10 %		
	- 10 64 / 43 % - 10 59 / 22 %		
/43	- 30 47 % $\bar{x}$ (0.5/1/2 kHz) 100% 25 dB	$\bar{x}$ 1.5 / 0.5 dB schl.	
	- 10 50 / 27 % 11-20 73 / 55 % 21-30 85 / 74 %	> 15 dB schl. 15%	
ung 61% zeitung 78%	$\bar{x}$ (0.5/1/2 kHz) 100% 19 dB -10 $\bar{x}$ 32 % 11-20 $\bar{x}$ 27 % 21-30 $\bar{x}$ 22 % insg. - 30 $\bar{x}$ 81 % insg. > 30 $\bar{x}$ 19 %	$\bar{x}$ verbessert um 1.8 dB > 15 dB schl. 2% > 15 dB verb. 4%	$\bar{x}$ 13 dB

Von 17 Autoren seit 1960 publizierte Operationsdaten und -befunde werden Ergebnissen der Mainzer HNO-Klinik gegenübergestellt. Die zitierte Literatur findet sich unter der in der 2. Spalte angegebenen Ziffer in der Literaturübersicht.

Die Zahl der untersuchten Patienten nach Tympanoplastik Typ III schwankt zwischen 28 und 471. Einige Autoren berichten über Kurzzeit- und Langzeitergebnisse mit jeweils unterschiedlichen Patientenzahlen, die in der Tabelle dem entsprechenden Untersuchungszeitpunkt deutlich erkennbar zugeordnet sind. Andere Autoren greifen bei der Auswertung ihrer Daten auf Gesamtuntersuchungszeiträume (Intervalle) zwischen zum Beispiel 2 und 10 Jahren zurück.

Bei den verwendeten Rekonstruktionsmaterialien der Schalleitungskette handelt es sich um homo-/autologe Ossikula, Knorpel, Knochen, Plastipore, Polyäthylen, Aluminiumoxidkeramik und Bindegewebs-Draht-Prothesen, in drei Fällen fehlte eine Angabe über das Implantatmaterial. Wurden in einer Publikation mehrere Rekonstruktionswerkstoffe untersucht und die dabei erzielten Ergebnisse auch getrennt aufgeführt, so geht dies aus der Tabelle hervor.

Implantatausstoßungen und das Auftreten von Rezidivperforationen werden prozentual angegeben, leider wurden von 70% der Autoren hier keine Angaben gemacht.

Den darauffolgenden vier Spalten sind die audiologischen Befunde zu entnehmen: das soziale Gehör (Hörschwelle von 30 dB) wird von allen zitierten Autoren ohne den Hinweis, ob es sich bei den 30 dB nur um die reine Mittelohrkomponente handelt oder um die Hörschwelle über Luftleitung (61), angegeben. Um diesem Hinweis nachzukommen, haben wir die Angabe des sozialen Gehörs um diese Differenzierung erweitert.

12 Autoren benutzen das Kriterium der postoperativen "Schalleitungskomponente" zur Dokumentation des Operationsergebnisses. Eine direkte Vergleichbarkeit der Schalleitungskomponente ist jedoch solange nicht möglich wie die Angaben der Grenzen dieses audiologischen Befundes stark differieren; so wird beispielsweise einerseits

nur die Angabe der durchschnittlichen Schalleitungskomponente gemacht, in anderen Fällen wird unterschieden zwischen Schalleitungskomponenten von 0 bis 30 dB und über 30 dB, kleiner als 20 dB und größer als 20 dB, auch 10 dB-Intervalle sind nicht selten. Um die Gegenüberstellung mit unseren Ergebnissen zu erleichtern, haben wir unsere Befunde diesbezüglich weitgehend diesen Unterschieden angepaßt (siehe letzte Zeile des Autorenvergleichs).

Eine Angabe über das postoperative Verhalten der Innenohrleistung wird von knapp der Hälfte der Autoren gemacht. Auch hier werden verschiedene Maßstäbe angelegt. Die Publikation der durchschnittlichen Änderung der Knochenleitung bei allen Patienten um x dB scheint uns hier am aussagekräftigsten zu sein. Eine Verbesserung/Verschlechterung von bis zu 15 dB bei x % der Patienten ist sicherlich deutlich zu hoch gegriffen, denn davon ist ein minimaler Prozentsatz tatsächlich betroffen, wie die durchschnittliche postoperative Änderung der Knochenleitung beweist.

Bei der von den Autoren nicht näher definierten Angabe des Hörgewinns (13,16,42,54,64,66) gehen wir von der postoperativ gegenüber präoperativ eingetretenen Verbesserung der Differenz zwischen Luft- und Knochenleitung aus, denkbar wäre jedoch auch die Differenz der beiden gemessenen Luftleitungen, die aufgrund der mathematischen Berechnung in jedem Falle ungünstiger ausfallen würde als die erstgenannte Differenz. Auch der Hörgewinn liefert die klarste Aussage bei Verwendung des durchschnittlich erreichten Ergebnisses in Dezibel bei 100% der Patienten. Einer Differenzierung des Hörgewinns in Klassen (10 dB-Intervalle) wäre die entsprechende Angabe der postoperativen Schalleitungskomponente vorzuziehen.

Einige Original-Autorenangaben mußten unter sorgfältiger Beachtung tatsächlich publizierter Ergebnisse geringfügig bearbeitet werden (z.B. Addition von Patientenzahlen und Zusammenfassung einzelner Schalldruckintervalle), um eine für den Vergleich erforderliche Standardisierung zu gewährleisten. Diese Ergebnisse sind in der Regel mit dem Zeichen " $\bar{x}$ " versehen.

5. DISKUSSION

Ziel der vorliegenden Arbeit ist eine Untersuchung funktio-
neller und audiologischer Ergebnisse nach einhalb- bis fünf-
jähriger Implantationsdauer von Ceravital-Keramik zur Rekonstruk-
tion der Schalleitungskette bei der Tympanoplastik und deren
Gegenüberstellung den Ergebnissen anderer Autoren.

Die Anforderungen, die an ein Rekonstruktionsmaterial für
das Mittelohr gestellt werden müssen, sind: ausreichende Härte
und Steifigkeit, stabiler Kontakt zu Resten der Gehörknöchelchen-
kette, große Anlagefläche zum Trommelfell, Gewebefreundlichkeit,
bequeme Bearbeitung für individuelle Verhältnisse am Patientenohr,
unveränderliche Materialeigenschaften auch nach jahrelanger
Implantation, fehlende Resorption, Ausstoßung, Rezidivperforation
und nicht zuletzt Kostengünstigkeit und unbegrenzte Verfügbarkeit.

Von vielen Otologen wurden Rekonstruktionsmaterialien der
Schalleitungskette entwickelt, die diesen Anforderungen genügen sollen,
da patienteneigene Ossikula oft ebenfalls cholesteatomatös sind
und Leichengehörknöchelchen nicht immer zur Verfügung stehen.
Die Verwendung einer mittlerweile großen Zahl kommerziell herge-
stellter Prothesen leidet darunter, daß es offenbar nicht möglich
ist, durch standardisierte Verfahren zu demonstrieren, daß sich
die einzelnen Materialien tierexperimentell, klinisch und funktionell
bewährt haben. Laufend wird die ionale Zusammensetzung zum Beispiel
keramischer Werkstoffe verändert, um immer näher an die Konsistenz
des menschlichen Knochengewebes heranzukommen und mögliche funktionelle
Nachteile zu beheben. Für den niedergelassenen Otologen und für
nicht-universitäre Einrichtungen, ja sogar für die täglich in der
Mittelohrchirurgie tätigen Operateure, bedeutet dies eine zunehmend
unüberschaubarere Gegebenheit. Sicherlich wird die jeweils mit der
Erprobung eines Gehörknöchelchen-Prothesenmaterials beauftragte
Klinik eher der eigenen Methode den Vorzug geben, auch wenn nicht
hundertprozentig befriedigende Ergebnisse erzielt werden, als andere,
eventuell günstigere Rekonstruktionswerkstoffe zu implantieren.
Natürlich trägt auch die oft jahrelange eigene Erfahrung mit
den Patienten zu diesem Umstand bei, oft ist es der persönliche
Eindruck, den statistisch differenziert und standardisiert darzulegen,
schwerfällt.

An dieser Stelle sollen noch einmal auf einen Blick die bei der Verwendung von Ceravital-Keramik erzielten Ergebnisse vorgestellt werden: es wurden bei 355 Patienten 346 Gehörknöchelchenprothesen und 52 Prothesen der hinteren Gehörgangswand implantiert und bis zu 5 Jahren otoskopisch und audiologisch nachuntersucht.

Die durchschnittliche postoperative Schalleitungskomponente in den Frequenzen 0.5/1/2 kHz betrug 19 dB (Schmitt (80) 25 dB; Strauss (94,95) 28 dB bei homologen Ambossen und 20 dB bei Plastipore-TORP; Knothe (45) 25 dB). Eine Schalleitungskomponente von 0 bis 30 dB wiesen in unserem Krankengut postoperativ 81% der Patienten auf (Proctor (64) 52%; Bandtlow (3) bei homologen Ossikula 79%; Fisch (16) bei homologen Ossikula 71% und bei Polyäthylen-TORP 85%; Plester (62) bei Aluminiumoxidinterposition 91% und Aluminiumoxidcolumella 90%). Mehr als 30 dB betrug die Schalleitungskomponente bei 19% der Mainzer Patienten (Bandtlow (3) 21%; Plester (62) 9% bzw. 10%; Brackmann (8) 15 % bei PORP- und 26% bei TORP-Verwendung).

Eine postoperativ verbesserte Innenohrleistung von durchschnittlich 1.8 dB lag nach Verwendung der Ceravitalkeramik vor (Schmitt (80) nach 4 Jahren $\bar{x}$ 5 dB verbesserte Knochenleitung; Knothe (45) nach 10 Jahren um 0.5 dB schlechtere Knochenleitung; Bandtlow (3) um 10 dB schlechtere Knochenleitung bei 10% der Patienten; Lee (49) um 10 dB schlechtere Knochenleitung bei 23% der Patienten).

Ein durchschnittlicher postoperativer Hörgewinn von 13 dB konnte bei den Mainzer Patienten erzielt werden (Proctor (64) 11 dB; Pfaltz (54) 15 dB bei 20% der Patienten; Khan (42) 19 dB mit homologen Ossikula; Fisch (16) $\bar{x}$ 25 dB mit homologen Ossikula/TORP).

Als Abstoßungsrate werden von Fisch (16) 8%, von Strauss (94,95) 15% und von Smyth (91) 13% genannt. In allen drei Fällen handelt es sich um "Total Ossicular Replacement Protheses" (TORP) aus Plastipore oder Polyäthylen, also Columellen. Die Abstoßungsrate der Ceravital-Keramik beträgt 4% ($n = 14$) bei insgesamt 79% Columellen, 14% Stapesinterpositionen und 7% konusförmigen Implantaten. Bei allen Patienten lagen jedoch Tubenbelüftungsstörungen vor.

Rezidivperforationen der Ceravital-Prothesen ereigneten sich in 11% der Fälle (Proctor (64) in 21% ohne Angabe des verwendeten Implantatmaterials; Bandtlow (3) in 6% bei homologen Ossikula; Rath (66) in 5% bei Knochen- und Polyäthylenprothesen; Falkenthal (13) in 10% bei homologen Ossikula; Pfaltz (56) in 6% bei Knorpelprothesen).

37% unserer Rezidivperforationen standen in Verbindung mit Tubenbelüftungsstörungen, 79% der Rezidivperforationen lagen direkt über dem Prothesenteller, in 71% wurde die Diagnose direkt postoperativ gestellt, in 60% handelte es sich bei der verwendeten Prothese um eine Columella.

Die Untersuchung von 52 in die hintere Gehörgangswand implantierten Ceravital-Prothesen ergab eine regelrechte Epithelisierung der Keramik in 90% der Fälle und eine Abstoßungsrate von 20% in der Folge von Ausbildung von Retraktionstaschen.

16 mit Ceravitalprothesen der Schalleitungskette versorgte Patientenohren wurden erneut mit Ceravitalkeramik revidiert. Die Indikationen waren zweimal Rezidivperforation, dreimal Rezidivcholesteatom, zweimal Adhäsivprozeß, fünfmal ungenügendes Hörergebnis und in vier Fällen lag eine Kombination aus Rezidivperforation und Rezidivcholesteatom vor. Dabei verbesserte sich die Schalleitungskomponente post revisionem bei 12 der 16 Patienten (= 75%).

Eine minimale Anhebung des Knochenleitungshörens von durchschnittlich kanpp 2 dB gegenüber präoperativ bleibt auch langfristig bestehen. Größere Verluste bei den Frequenzen 4000 und 8000 Hertz sind nicht aufgetreten.

Sowohl der Hörgewinn, der sich aus den einzelnen Ergebnissen zwischen einem halben und fünf Jahren durchschnittlich zu 13 dB errechnet, als auch die postoperative Schalleitungskomponente von 0 bis 30 dB, die 81% der Patienten erreichen, bleiben langfristig stabil.

Eine Verbesserung der Luftleitung, als Ausdruck der reinen Trommelfell- und Kettenfunktion, jeweils betrachtet zur längstmöglichen Implantatliegezeit (149 x 1 Jahr, 55 x 2 Jahre, 47 x 3 Jahre, 57 x 4 Jahre und 38 x 5 Jahre) von bis zu 30 dB liegt in

unserem Patientengut bei durchschnittlich 59.7% vor und von mehr als 30 dB in durchschnittlich 14.1% der Fälle (zusammen 73.8%), eine verschlechterte Luftleitung ergibt sich in 12.6% der Fälle. In den übrigen Fällen war die Luftleitung postoperativ unverändert. Über die Luftleitung finden sich in der Literatur zumeist keine Angaben.

Die im Autorenvergleich demonstrierten guten funktionellen und audiologischen Daten der Ceravitalkeramik bestätigen auch nach mehrjähriger Implantatliegezeit für den Patienten günstige Eigenschaften und rechtfertigen die weitere Verwendung dieses bioaktiven Rekonstruktionswerkstoffes in der Mittelohrchirurgie.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Im Zeitraum von 1978 bis Ende 1982 wurden an der Universitäts-Hals-Nasen-Ohrenklinik Mainz mehr als 500 Tympanoplastiken Typ III mit Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette und/oder der hinteren Gehörgangswand mit bioaktiver Glaskeramik Ceravital durchgeführt.

Neben Erfahrungen mit weiteren in der Mittelohrchirurgie verwendeten Rekonstruktionswerkstoffen wird eine Materialbeschreibung der bioaktiven Glaskeramik angegeben.

Bis zum April 1983 konnten 355 Patienten zwischen 6 Monaten und 5 Jahren postoperativ nachuntersucht werden. Funktionelle und klinische Ergebnisse werden vorgestellt.

Die statistische Auswertung der Hörerfolge demonstriert auch nach mehrjähriger Implantationsdauer der Keramik, daß dieses Material ein für die Rekonstruktion der Schalleitungskette zuverlässiger und geeigneter Implantatwerkstoff ist.

Ein Vergleich mit seit 1960 in der Literatur von verschiedenen Ohrchirurgen angegebenen Resultaten nach Tympanoplastik Typ III mit homologen, autologen, allogenen und alloplastischen Rekonstruktionsmaterialien unterstreicht die mit der Ceravitalkeramik erreichten günstigen Ergebnisse.

LITERATURÜBERSICHT

1. ARMSTRONG,B.W.: Experiences with the ossicular chain.
Ann.Otol.Rhinol.Laryngol. 78 (1969) 939-949
2. BALLANTYNE,J.: The surgical treatment of traumatic lesions of the
auditory ossicles.
Acta Otorhinolaryngol.Belg. 25 (1971) 622-640
3. BANDTLOW,O.: Über Spätresultate nach Tympanoplastik.
Z.Laryngol. 39 (1960) 355-366
4. BECK,Ch., FRANZ,H.: Das Verhalten ins Mittelohr implantierter auto-
und homoioplastischer Knochenspäne im Tier-
experiment.
Arch.Otorhinolaryngol. 179 (1961) 111-121
5. BEICKERT,P.: Gehör bei veränderter Schalleitung.
in: BERENDES,J., LINK,R., ZÖLLNER,F. (Hrsg.)
Handbuch der HNO-Heilkunde, III/2, 1198-1225
Stuttgart 1966
6. BLENCKE,B., BRÖMER,H., DEUTSCHER,K.: Glaskeramik- ein neuer, bio-
aktiver Implantatwerkstoff.
Med.Orthop.Techn. 95 (1975) 144-148
7. BLENCKE,B., BRÖMER,H., DEUTSCHER,K., PFEIL,E.: Glaskeramiken für
Osteoplastik und Osteosynthese.
Bundesministerium für Forschung und Technologie,
Forschungsbericht T 77-91
Bonn 1977
8. BRACKMANN,D.E., SHEEHY,J.L., LUXFORD,W.M.: TORPs and PORPs in
tympanoplasty: a review of 1042 operations.
Otolaryngol.Head Neck Surg 92 (1984) 32-37
9. BROCKMAN,S.J.: Cartilage graft tympanoplasty typ III.
Laryngoscope 75 (1965) 1452-1461
10. BRÖMER,H., KÄS,H., PFEIL,E.: Glaskeramisches Material mit Apatit-
Kristallphase, insbesondere zur Verwendung für
prothetische Zwecke, sowie Verfahren zu seiner
Herstellung.
Patentschrift Nr. 2326100, 1976
11. CASTRO,A.L.de, CALLESTINI,E.A., CARVALHO,C.P.de, OHAMOTO,T.:
"Synthetic bone" implants following tooth
extractions. A histological study in rats.
Bull.Tokyo dent.Coll. 11 (1970) 193
12. DEUTSCHER,K., BLENCKE,B., BRÖMER,H.: Bioaktive Glaskeramik als
Implantatwerkstoff.
Biotechn.Umschau 2 (1978) 288-293

13. FALKENTHAL,H.: Klinische Ergebnisse homologer Transplantationen in der Mittelohrchirurgie.
Inaug. Dissertation, Tübingen 1971
14. FARRIOR,J.B.: Ossicular repositioning and ossicular prostheses in tympanoplasty.
Arch.Otolaryngol. 71 (1960) 443-449
15. FIKENTSCHER,R., ROSEBURG,B., SPINAR,H.: Hörvermögen nach sanierenden Mittelohroperationen mit Tympanoplastik,
Arch.Otorhinolaryngol. 218 (1978) 269-280
16. FISCH,U.: Zur Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette.
HNO 26 (1978) 53-56
17. FRENKEL,G., NIEDERDELLMANN,H., SPITZ,P.A.: Zur Problematik des Kiefergelenkersatzes.
Fortschr.Kiefer-Gesichtschir. 21 (1976) 117-119
18. FRIEDBERG,P., RECK,R.: Histologische Untersuchungen an Aluminiumoxidkeramik im Kaninchen-Mittelohr.
Laryngol.Rhinol.Otol. 62 (1983) 391-393
19. FRIEDBERG,P., RECK,R.: Aluminiumoxidkeramik in der rekonstruktiven Nasenchirurgie. Histologische Untersuchungen an Kaninchen.
HNO 32 (1984) 105-107
20. GAVILAN,C., GAVILAN,J.: Resultados funcionales en las timpanoplastias.
An.Otorrinolaringol.Iber.Am. 8 (1981) 417-435
21. GERHARDT,H.-J.: Zur Tympanoplastik bei defektem oder fehlendem Amboß.
Laryngol.Rhinol.Otol. 47 (1968) 514-522
22. GERHARDT,H.-J.: Die kombinierte Knorpel-Draht-Bindegewebsprothese in der Tympanoplastik.
Laryngol.Rhinol.Otol. 48 (1969) 227-233
23. GLASSCOCK,M.E., HOUSE,W.F.: Homograft reconstruction of the middle ear, a preliminary report.
Laryngoscope 78 (1968) 1219-1225
24. GOLDMAN,D.J., NALEBUFF,J., DRUSS,J.G.: Experimental observations on prosthetic materials in stapedial surgery with special reference to the use of teflon.
Laryngoscope 72 (1962) 169-181
25. GRISS,P.: Die Aluminiumoxidkeramik - ein neuer Werkstoff für Endoprothesen. Ergebnisse der experimentellen Prüfung und erste klinische Anwendungen.
Habilitationsschrift, Heidelberg/Mannheim 1976

26. GRISS,P., WERNER,E., BUCHINGER,R.,HEIMKE,G.: Vergleichende experimentelle Untersuchungen an Bioglas (L.L.Hench), Al_2O_3 -Keramik und mit mod.Bioglas beschichteter Al_2O_3 -Keramik.
Arch.Orthop.Trauma.Surg. 90 (1977) 15-27
27. GUILFORD,F.,R.: Tympanoplasty: use of prostheses in conduction mechanism.
Arch.Otolaryngol. 80 (1964) 80-86
28. GUILFORD,F.R., SHORTREED,R., HALPERT,B.: Implantation of autogenous bone and cartilage into bullae of dogs.
Arch.Otolaryngol. 84 (1966) 144-147
29. HALL,A., RYTZNER,C.: Autotransplantation of ossicles.
Arch.Otolaryngol. 74 (1961) 22-26
30. HARRISON,W.H.: Prosthesis versus patients tissue in ossicular reconstruction.
Laryngoscope 79 (1969) 60-84
31. HEERMANN,J.jr., HEERMANN,H.: Sieben Jahre Fascien-Knorpel-Dachschindel Tympanoplastik und Antrum-Mastoidplastik.
Laryngol.Rhinol.Otol. 46 (1967) 370-382
32. HEIMKE,G.: Enossale Implantate aus Aluminiumoxidkeramik.
Dtsch.Zahnärztl.Z. 33 (1978) 306-310
33. HELMS,J.: Vereinfachte Malleoplatinopexie. Vorläufige Mitteilung.
HNO 19 (1971) 351-352
34. HENCH,L.L., SPLINTER,R.J., ALLEN,W.C., GREENLEE,T.K.: Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials.
J.Biomed.Mater.Res. Symp.2 (1971) 117-141
35. HENCH,L.L., PASCHALL,H.A., ALLEN,W.C., PIOTROWSKI,G.: An investigation of bonding mechanisms at the interface of a prosthetic material.
Report No.4, Contract No.DADA 17-70-C-0001, Florida 1973
36. HENCH,L.L., PASCHALL,H.A.: Direct chemical bond of bioactive glass-ceramic materials to bone and muscle.
J.Biomed.Mater.Res. Symp.4 (1973) 25-42
37. JAHNKE,K., PLESTER,D., HEIMKE,G.: Aluminiumoxidkeramik, ein bioinertes Material für die Mittelohrchirurgie.
Arch.Otorhinolaryngol. 223 (1979) 373-376

38. JAHNKE,K., PLESTER,D.: Keramikimplantate in der Mittelohrchirurgie.
HNO 28 (1980) 109-114
39. JANEKE,J.B., KOMORN,R.M., COHN,A.M.: Proplast in cavity obliteration
and soft tissue augmentation.
Arch.Otolaryngol. 100 (1974) 24-27
40. JOBE,R., IVERSON,R., VISTNES,L.: Bone deformation beneath alloplastic
implants.
Plast.Reconstr.Surg. 51 (1973) 169-173
41. KHAN,N.A., SCHWAB,W.: Zur Anwendbarkeit des Homoioamboß bei der
Tympanoplastik.
HNO 21 (1973) 273-276
42. KHAN,N.A.: Modified technique of tympanoplasty with functional results
of 494 cases after three years.
Clin.Otolaryngol. 3 (1978) 285-292
43. KIRSCHNER,H., BOLZ,U., ENOMOTO,S., HÜTTEMANN,R.W., MEINEL,W., STURM,J.:
Eine neue Methode kombinierter auto-alloplastischer Zahnreplantation mit partieller Al_2O_3 -
Keramikwurzel.
Dtsch.Zahnärztl.Z. 33 (1978) 594-598
44. KLEY,W., DRAF,W.: Histologische Untersuchungen über autotransplantierte
Gehörknöchelchen und Knochenstückchen im
Mittelohr beim Menschen.
Acta Otolaryngol. 59 (1965) 593-603
45. KNOTHE,J., SCHARFENBERG,W.: Übersicht funktioneller Ergebnisse nach
Tympanoplastik.
Laryng.Rhinol.Otol. 62 (1983) 206-209
46. KÖSTER,K., KARBE,E., KRAMER,H., HEIDE,H., KÖNIG,R.: Experimenteller
Knochenersatz durch resorbierbare Calciumphosphat-Keramik.
Langenbecks Arch.Chir. 341 (1976) 77-86
47. KÖSTER,K., HEIDE,H., KÖNIG,R.: Resorbierbare Calciumphosphatkeramik
im Tierexperiment unter Belastung.
Langenbecks Arch.Chir. 343 (1977) 173-181
48. KÖSTER,K., HEIDE,H.: Bioaktive Calciumphosphatkeramik für den Knochen-
und Zahnersatz.
Biotechn.Umschau 2 (1978) 226-228
49. LEE,K. SCHUKNECHT,H.F.: Results of tympanoplasty and mastoidectomy
at the Massachusetts eye and ear infirmary.
Laryngoscope 81 (1971) 529-543
50. MARQUET,J., GRAFF,A.: Post-operative evaluation of middle ear surgery.
Audiology 21 (1982) 20-32

51. MISCHKE,R.E., HYAMS,V., SHEA,J.J., GROSS,C.W.: Proplast in the middle ear and oval window of cats.
Arch.Otolaryngol. 103 (1977) 489-492
52. MORITZ,W.: Verschiedene Trommelfellfunktionen unter veränderten Mittelohrverhältnissen.
Arch.Otorhinolaryngol. 159 (1951) 364-369
53. MÜSEBECK,K., FALK,P.: Über knöcherne Druckstrukturen in reponierten und homologen Steigbügeln und in Knochenspänen.
Arch.Otorhinolaryngol. 181 (1963) 279-290
54. PFALTZ,C.R., LUSCHER,E., VOGELI,R., WEY,W.: Reevaluation of results in tympanoplasty.
Arch.Otolaryngol. 75 (1962) 405-414
55. PFALTZ,C.R., MEYER,R.: Zur Verwendung von Knorpeltransplantaten in der Ohrchirurgie.
ORL 27 (1965) 369
56. PFALTZ,C.R., PFALTZ,R., SCHMID,P.: Reconstructive surgery in chronic otitis media.
ORL J.Otorhinolaryngol.Relat.Spec. 37 (1975) 257-270
57. PLESTER,D.: Die Hörverbesserung durch Tympanoplastik bei verschlossener Tube.
HNO 7 (1959) 277-278
58. PLESTER,D.: Die Anwendung prothetischen Materials im Mittelohr.
Laryngol.Rhinol.Otol. 102 (1968) 105-109
59. PLESTER,D.: Fortschritte der Mikrochirurgie des Ohres in den letzten 10 Jahren.
HNO 18 (1970) 33-40
60. PLESTER,D.: Homologe Transplantate im Mittelohr.
Laryngol.Rhinol.Otol. 54 (1975) 191-195
61. PLESTER,D., ZÖLLNER,F.: Behandlung der chronischen Mittelohrentzündungen.
in: BERENDES,J., LINK,R., ZÖLLNER,F. (Hrsg.)
HNO-Heilkunde in Praxis und Klinik, 6/Ohr II,
28.1 - 28.101,
Stuttgart 1980
62. PLESTER,D., JAHNKE,K.: Ceramic implants in otologic surgery.
Am.J.Otol. 3 (1981) 104-108
63. PRIVARA,M., CERNY,E.: Changes following transplantation of bone fragments into the tympanic bulla of guinea-pigs.
Cesk.Otolaryngol. 17 (1968) 166-168

64. PROCTOR,B.: A statistical review of 177 tympanoplasties performed in 1957-1958.
Arch.Otolaryngol. 71 (1960) 469-477
65. PRUVOT,M.: Le cartilage, matériau de choix en chirurgie de l'oreille moyenne.
Acta Otorhinolaryngol.Belg. 19 (1965) 946-949
66. RATH,H.: Unsere bisherigen Ergebnisse bei der Tympanoplastik.
Msch.Ohrenheilk. 101 (1967) 258-261
67. RECK,R.: Erste tierexperimentelle und klinische Erfahrungen mit bioaktiver Glaskeramik in der rekonstruktiven Mittelohrchirurgie.
Arch.Otorhinolaryngol. 223 (1979) 369-373
68. RECK,R., BRÖMER,H., DEUTSCHER,K.: Glaskeramik in der Septum- und Nasennebenhöhlenschirurgie.
Laryngol.Rhinol.Otol. 59 (1980) 108-110
69. RECK,R., DIEKELMANN,A.: Verbesserte Schnitttechnik von glaskeramik-haltigen Knochenpräparaten.
Dtsch.Zahnärztl.Z. 35 (1980) 828-830
70. RECK,R.: Bioaktive Glaskeramik in der Ohrchirurgie. Tierexperimentelle Untersuchungen und klinische Ergebnisse.
Habilitationsschrift, Mainz 1981
71. RECK,R.: Tissue reactions to glass ceramics in the middle ear.
Clin.Otolaryngol. 6 (1981) 63-65
72. RECK,R.: Bioactive glass ceramic: a new material in tympanoplasty.
Laryngoscope 93 (1983) 196-199
73. RECK,R., DIEKELMANN,A.: Möglichkeiten und Grenzen für Implantate aus Trikalziumphosphat in der Ohrchirurgie.
Laryngol.Rhinol.Otol. 63 (1984) 226-228
74. RECK,R., HELMS,J.: Fundamental aspects of bioglass and surgery with bioactive glass ceramic implants, 230-241
in: GROTE,J.J. (Hrsg.) Biomaterials in Otology.
Boston-Den Haag, Dordrecht, Lancaster 1984
75. RECK,R.: Rekonstruktion der hinteren Gehörgangswand mit Ceravitalprothesen.
HNO (im Druck)
76. RECK,R.: Bioactive glass ceramic Ceravital in ear surgery, 5 years experience.
Am.J.Otol. (im Druck)
77. REICHART,P.: Al_2O_3 -Extensionsimplantate im Hunderversuch.
Dtsch.Z.Mund-Kiefer-Gesichtschir. 3 (1979) 99-103
78. RENTZSCH,G.: Die Innenohrleistung nach Tympanoplastik.
HNO 18 (1970) 40-44

79. SALZER,M., LOCKE,H., ENGELHARDT,H., ZWEYMÜLLER,K.: Keramische Endoprothesen der oberen Extremität.
Z.Orthop. 113 (1975) 458-461
80. SCHMITT,H.G.: Die elektronische Datenverarbeitung in der klinischen Medizin am Beispiel der Operation zur Verbesserung des Gehörs.
Habilitationsschrift Würzburg 1967
81. SHAMBAUGH,G.E.: Developmental anomalies of the sound conducting apparatus and their surgical correction.
Ann.Otol.Rhinol.Laryngol. 61 (1952) 873
82. SHEA,J.J.: Fenestration of the oval window.
Ann.Otol.Rhinol.Laryngol. 67 (1958) 932-951
83. SHEA,J.J., SANABRIA,F., SMYTH,G.D.: Teflon piston operation for otosclerosis.
Arch.Otolaryngol. 76 (1962) 516-521
84. SHEA,J.J., GLASSCOCK,M.E.: Tragal cartilage as an ossicular substitute.
Arch.Otolaryngol. 86 (1967) 308-317
85. SHEA,J.J.: PlastiporeTM total ossicular replacement prosthesis.
Laryngoscope 86 (1976) 239-240
86. SHEA,J.J.: Über die Verwendung von Proplast^R- und Plastipore^R-Implantaten bei der Tympanoplastik.
HNO 25 (1977) 96-98
87. SHEA,J.J., EMMETT,J.R.: Biocompatible ossicular implants.
Arch.Otolaryngol. 104 (1978) 191-196
88. SHEEHY,J.L.: Ossicular problems in tympanoplasty.
Arch.Otolaryngol. 81 (1965) 115-122
89. SHEEHY,J.L.: Otologic homografts.
Trans.Am.Acad.Ophthalmol.Otolaryngol. 80 (1975) 37-40
90. SIEDENTOP,K.H., BROWN,R.C.: Typ 3. Polyethylene columella tympanoplasty.
Arch.Otolaryngol. 83 (1966) 560-565
91. SMYTH,G.D.: Five-year report on partial ossicular replacement prostheses and total ossicular replacement prostheses.
Otolaryngol.Head Neck Surg. 90 (1982) 343-346
92. SMYTH,G.D., HASSARD,T.H., KERR,A.G., HOULIHAN,F.P.: Ossicular replacement prostheses.
Arch.Otolaryngol. 104 (1978) 345-351

93. STRAUSS,P.: Erfassung und Auswertung audiometrischer Daten vor
und nach Ohroperationen - Ein Vorschlag zur
Standardisierung.
Laryngol.Rhinol.Otol. 55 (1976) 761-764
94. STRAUSS,P.: Vergleich von Amboßinterposition und Kunststoffcolumella
bei der Tympanoplastik.
Laryngol.Rhinol.Otol. 58 (1979) 15-22
95. STRAUSS,P.: Das Hörvermögen nach Tympanoplastik.
HNO 27 (1979) 217-220
96. STRUB,J.R., GABERTHÜEL,T.W.: Trikalziumphosphat und dessen biologisch
abbaubare Keramik in der parodontalen Knochen-
chirurgie. Eine Literaturübersicht.
SSO 88 (1978) 798-803
97. UTECH,H.: Über diagnostische und therapeutische Möglichkeiten der
Tympanotomie bei Schalleitungsstörungen.
Laryngol.Rhinol.Otol. 38 (1959) 212-221
98. UTECH,H.: Über weitere Erfahrungen bei der Tympanoplastik und in der
Stapeschirurgie.
HNO 10 (1962) 282-283
99. WEHRS,R.E.: The borrowed ossicle in tympanoplasty.
Arch.Otolaryngol. 85 (1967) 371-379
100. WITHERS,B.T., HATFIELD,S.E., RICHMOND,R.W.: Drum and middle ear grafts
in cats.
Laryngoscope 73 (1963) 1022-1043
101. WULLSTEIN,H.L.: Operationen am Mittelohr mit Hilfe des freien
Spaltlappen-Transplantates.
Arch.Otorhinolaryngol. 161 (1952) 422-435
102. WULLSTEIN,H.L., BANDTLOW,O., KREUTLE,O.J., SCHMITT,H.G.: Erfahrungen
bei der statistischen Auswertung gehörverbessernder
Operationen mit dem IBM-Lochkartenverfahren.
Acta Otolaryngol. 54 (1961) 56-74
103. WULLSTEIN,H.L.: Operationen zur Verbesserung des Gehörs.
Stuttgart 1968
104. WULLSTEIN,S.R.: Keramik und Humankleber beim Aufbau der Tympanoplastik.
Arch.Otorhinolaryngol. 223 (1979) 373
105. WUSTROW,F.: Verschiedene Modifikationen der klassischen Tympanoplastik
beim endauralen Vorgehen.
Laryngol.Rhinol.Otol. 44 (1965) 739-753
106. ZÖLLNER,F.: The principles of plastic surgery of the sound-conducting
apparatus.
J.Laryngol.Otol. 69 (1955) 637-652

Ich danke Herrn Professor Dr. Reck für die Überlassung
des Themas sowie für die Unterstützung und Betreuung
während der Arbeit.

Lebenslauf

Am 20. März 1957 wurde ich als zweites Kind des Dipl.-Volkswirtes Werner Rudolf Diekelmann und seiner Ehefrau Maria-Dorothea, geb. Herten in Köln - Lindenthal geboren.

Von 1964 bis 1965 besuchte ich die Grundschule Lindener Allee in Köln, von 1965 bis 1968 die Pestalozzische in Mainz. Von 1968 bis 1976 besuchte ich das humanistische, altsprachliche Rabanus-Maurus-Gymnasium in Mainz und erlangte am 10.06.1976 die Hochschulreife.

1976 begann ich eine Ausbildung als medizinisch-technische Assistentin, die ich im Herbst 1978 mit dem Diplom abschloß. Vom 09.10.1978 bis 30.04.1986 war ich als MTA im histologischen Forschungslabor der Universitäts-Hals-Nasen-Ohrenklinik Mainz (Direktor Prof. Dr. J. Helms) beschäftigt.

Als wissenschaftliche Hilfskraft war ich vom 01.05.1986 bis 30.06.1987 in der Klinik und Poliklinik für Unfallchirurgie Mainz (Direktor Prof. Dr. G. Ritter) beschäftigt.

Vom Wintersemester 1980 bis zum Wintersemester 1981/82 studierte ich Biologie und Französisch an der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz. Im Sommersemester 1982 erhielt ich die Zulassung zum Studium der Humanmedizin in Mainz, das ich unter Anrechnung eines extern absolvierten Semesters aufnahm und am 17.08.1983 die ärztliche Vorprüfung bestand. Den ersten Abschnitt der ärztlichen Prüfung bestand ich am 30.08.1984, den zweiten Abschnitt am 22.08.1986. Das Praktische Jahr absolvierte ich vom 13.10.1986 bis zum 12.09.1987 am Hildegardis Krankenhaus Mainz mit dem Wahlfach Gynäkologie.

Am 28.10.1987 bestand ich den dritten Abschnitt der ärztlichen Prüfung und erhielt am 23.11.1987 die Approbation als Ärztin. Seit dem 16.03.1984 bin ich mit dem Journalisten Thomas Meyer verheiratet.

Am 14.11.1987 kamen unsere Adoptivtöchter Johanna Inés und Eva Isabel in Abancay / Peru zur Welt.

